

**HERZZEITVOLUMENMESSUNGEN MIT HILFE
DER IMPEDANZKARDIOGRAPHIE
VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNGEN
MIT DEM DIREKTEN FICK'SCHEN PRINZIP
UND DER THERMODILUTION**

Peter Bier

—
1975
—



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41551923_0069

Aus der II. Medizinischen Abteilung des Städtischen
Krankenhauses München-Schwabing
Chefarzt: Prof. Dr. E. König

HERZZEITVOLUMENMESSUNGEN MIT HILFE
DER IMPEDANZKARDIOGRAPHIE.

VERGLEICHENDE UNTERSUCHUNGEN MIT DEM DIREKTEN
FICK'SCHEN PRINZIP UND DER THERMODILUTION.

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Peter Bier
aus München

1975



Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität München.

Berichterstatter: Prof. Dr. E. König
Mitberichterstatter: Prof. Dr. N. Zöllner
Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 28.1.1975

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. EINLEITUNG	1
II. METHODIK	5
III. VERSUCHSANORDNUNG	15
IV. ERGEBNISSE	22
V. TABELLEN	25
VI. DISKUSSION	26
VII. ZUSAMMENFASSUNG	37
VIII. ABBILDUNGEN	37 a
IX. LITERATUR	38
X. LEBENSLAUF	48

EINLEITUNG

Während relativ einfache und nicht invasive Methoden zur Erfassung einzelner Parameter der Herzfunktion, wie elektrische Aktivität, Pulsschlag und Blutdruck bereits bestehen, existiert z.Zt. keine einfache Standardmethode zur Erfassung der Pumpfunktion des Herzens (32).

Die Notwendigkeit, eine einfache Methode zur genauen Bestimmung der Pumpaktion, d.h. zur Messung des Schlagvolumens (SV) bzw. des Herzzeitvolumens (HZV) zu haben, ist mehr als dringlich.

Die Methode sollte folgende Eigenschaften haben:

- Nicht invasiv, d.h. nicht die Haut verletzend.
- Kein zu großer apparativer Aufwand mit einfacher und wenig aufwendiger Handhabung.
- Für den Patienten ungefährlich.
- Einfache Schreibung und Interpretation der Ergebnisse.
- Rasche Wiederholbarkeit.

Sphygmometrische Bestimmungen des Schlagvolumens sowie das Ballistokardiogramm waren im Hinblick auf zahlreiche vereinfachende Annahmen bei der Ableitung ihrer Berechnungsformeln in ihrer Anwendbarkeit stark eingeschränkt. Für die Berechnung des Schlagvolumens unter Belastung sind sie gänzlich ungeeignet (18). Eine genaue HZV-Messung am Menschen wird erst seit ca. 40 Jahren durchgeführt (21). Im wesentlichen sind es zwei Methoden zur HZV-Messung, die sich als ausreichend präzise erwiesen: Die direkte Methode nach FICK, deren theoretische Grundlagen A. FICK 1870 festlegte (13) und GROLLMANN 1932 am Menschen anwendete (20) und als weitere Methode die Indikatorverdünnungsmethode, die, wie später auszuführen, im Grunde eine spezielle

Anwendungsform des FICK'schen Prinzips darstellt (59). Die Bestimmung des HZV verfolgt verschiedene Zwecke. Das HZV ist von der Aufgabe des Kreislaufes aus gesehen die zentrale Kreislaufgröße, welche die sich in der Peripherie abspielenden Vorgänge unterhält. Die Kenntnis des HZV ist daher für das Verstehen pathophysiologischer Zusammenhänge unerläßlich (23).

Eingeschränkte Pumpfunktion des Herzens bedeutet Herzinsuffizienz, unterschieden je nach Schweregrad in Ruhe, bzw. Belastungsinsuffizienz. ROSKAMM (49) unterscheidet außerdem noch eine isoliert bestehende, reduzierte Kontraktilität, die ebenfalls in Ruhe oder erst bei Belastung nachweisbar ist und einer eingeschränkten Muskelfunktion entspricht. Es lassen sich also vier Stadien der Funktionsbeeinträchtigung des Herzens aufstellen, da trotz reduzierter Kontraktilität die Pumpfunktion des Herzens noch nicht beeinträchtigt sein muß (nach ROSKAMM):

1. Kontraktilitätsminderung bei Belastung, d.h. reduzierte Kontraktilitätsreserve erst bei Belastung.
2. Kontraktilitätsminderung in Ruhe.
3. Herzinsuffizienz bei Belastung, d.h. inadäquater HZV-Anstieg bei Belastung.
4. Herzinsuffizienz in Ruhe, d.h. reduziertes HZV in Ruhe (CI unter $2,5 \text{ l/min/m}^2$).

Ergänzend dazu ist anzuführen, daß im Stadium 2 meistens die Bedingungen vom Stadium 3 miterfüllt sind.

Zur Differenzierung dieser vier Stadien ist die Messung des HZV zur Untersuchung der zentralen Haemodynamik neben Messungen der intrakardialen Drucke von großer Wichtigkeit.

Weiterhin ist eine Zuordnung einer manifesten Herzinsuffizienz in zwei pathogenetische Gruppen (high-output, low-output-failure) möglich (21, 23).

Als weitere Indikationen seien genannt:

- Trendmessungen in der Intensivmedizin, insbesondere bei Schockformen verschiedener Genese.
- Beurteilung von Medikamentenwirkungen, u.a. bei der Herzinsuffizienz.
- Diagnostik bei extrakardialen Krankheitszuständen mit verändertem HZV (z.B. bei Morbus Paget, Hyperthyreose etc.).

Die Impedanzkardiographie (IK) in ihrer heutigen Form sowie das auch von uns verwendete Meßgerät verdanken ihre Entwicklung im wesentlichen einem Auftrag der NASA ⁺), eine Methode zu finden, die ohne invasives Vorgehen die HZV-Messung bei Astronauten während des Einsatzes im Weltraum ermöglichen sollte (1). Das Gerät war vorerst nicht für die Absolut-Messung des HZV, sondern zur Relativmessung, d.h. zur Trenddarstellung konzipiert. Die gemessenen Daten wurden von einem angeschlossenen Computersystem ausgewertet (1967) (31).

In der Zwischenzeit sind mehrere Arbeiten über Vergleichsmessungen (als Absolutvergleich) der Impedanzkardiographie mit anderen Methoden erschienen (Literatur s. Tab. A).

Das Anliegen dieser Arbeit ist es, die Verlässlichkeit der HZV-Messung mit der Impedanzkardiographie am Patienten zu überprüfen:

1. Durch Vergleichsmessungen in Ruhe mit der direkten FICK'schen Methode und der Thermo-dilution.

⁺) National-Aeronautics and Space Administration-Manned-Spacecraft-Center, Houston/Texas)

2. Durch Vergleichsmessungen unter Belastung mit der Thermodilutionsmethode und, daraus abgeleitet
3. den relativen Anstieg des HZV vom Ruhewert zum Belastungswert.

Zwar stellte das FICK'sche Prinzip lange Zeit die wichtigste Methode zur HZV-Messung dar (wie andere Autoren zogen auch wir die direkte FICK'sche Methode als Referenzmethode bei den Vergleichsmessungen heran) - sie ist jedoch ein Verfahren, das wegen des zeitlichen, personellen und apparativen Aufwandes als Routine-methode in der klinischen Praxis keine breite Anwendung gefunden hat.

Die Thermodilutionsmethode als Modifikation des STEWART-HAMILTON-Prinzips ist eine von einer Reihe von Autoren erörterte, überprüfte und als brauchbar befundene HZV-Meßmethode. Vergleiche mit der Farbstoffverdünnungsmethode und mit der direkten FICK'schen Methode ergaben gute Übereinstimmungen (5, 8, 12, 14, 16, 43, 47, 56).

METHODIK

Impedanzkardiographie

Die Idee, die elektrische Induktion zur Messung von Stromstärken von Flüssigkeiten zu benutzen, stammt von FARADAY selbst, dem Entdecker der Induktion. Sein Versuch, die Strömungsgeschwindigkeit der Themse unter Ausnutzung des Magnetfeldes der Erde zu ermitteln, mißlang, da ihm das hochempfindliche Instrumentarium zur Registrierung der minimalen elektromotorischen Kräfte nicht zur Verfügung stand (44). Heutzutage ist eine Methode der blutigen Schlagvolumenmessung des Herzens (gemessen wird die Strömungsgeschwindigkeit) die elektromagnetische Flußmessung mittels Anlegen von Wechselstrommagneten-Polschuhen an der un-eröffneten Aorta. Die strömende Elektrolytflüssigkeit - das Blut - wirkt wie ein bewegter Leiter, in dem Spannung induziert wird, die mittels Elektroden von der Außenseite des Blutgefäßes abgeleitet wird. Die Spannung ist proportional der magnetischen Kraftflußdichte und der über dem Gefäßquerschnitt gemittelten Strömungsgeschwindigkeit des Blutes (18). Umgesetzt auf das elektrostatische System wird bei der Schlagvolumenmessung des Herzens mittels der transthorakalen Impedanz (= Impedanzkardiographie - IK) anstatt des magnetischen Kraftfeldes ein hochfrequentes Wechselstromfeld angelegt. Der Wechselstromwiderstand, d.i. die elektrische Impedanz, ist durch das Verhältnis der Wechselspannung zur effektiven Stromstärke gegeben:

$$R_o = \frac{U_{eff}}{I_{eff}}$$

D'ARSONVAL (2) zeigte 1893, daß Frequenzen über 5 kHz ohne jede Empfindungen vom menschlichen Körper toleriert werden. Er selbst tolerierte bei wesentlich höheren Frequenzen einen Strom mit der Stärke von 3 A.

Diese Versuche bereiteten den Weg für die medizinische Anwendung des Wechselstromes zur Diathermie vor.

KENNELLY und ALEXANDERSON (26) konnten in genauen Versuchsanordnungen feststellen, daß die Stromtoleranz mit ansteigender Frequenz zunimmt. In der Abb. 1a ist in späteren Messungen die Abhängigkeit des Empfindungsvermögens des Wechselstromes von der Frequenzhöhe dargestellt.

Bei Anlegen eines Wechselstromfeldes auf dem menschlichen Thorax ist außerdem eine Frequenz und Stromintensität zu wählen, die neben der Vermeidung einer Wärmewirkung auf Gewebe und Blut keine stimulierende Wirkung auf das Myokard ausübt, d.h. ohne jegliche biologische Wirksamkeit ist.

Weiterhin war eine "Leitfrequenz" zu finden, bei der die elektrischen Widerstandsveränderungen am Thorax im wesentlichen den Schwankungen des Blutvolumens entsprach, d.h. bei entsprechender Stromstärke und Frequenz das Blut als optimaler Leiter fungiert. Der Wechselstrom soll also die Thoraxwand durchdringen, und zwischen den beiden Elektroden in den Blutgefäßen, die in Relation zum umliegenden Gewebe einen wesentlich kleineren spezifischen Widerstand haben, fließen. Als bestmögliche Wechselstromfrequenz gilt der Bereich zwischen 100 - 200 kHz (19). Wir verwendeten bei unseren Versuchen eine Frequenz von 100 kHz.

ATZLER (1932) war der erste, der die mechanischen Volumenschwankungen des Herzens am Patienten elektrisch aufzeichnete (3). Er benutzte den menschlichen Thorax als Dielektrikum zwischen zwei Kondensatorplatten, an denen er einen Schwingungskreis nach Anlegen eines Wechselstromkreises induzierte. Die Kapazität des Kondensators wurde also durch Volumenschwankungen des im elektrischen Feld befindlichen Körpers verändert, d.h. er wird induktiv durch ein anderes schwingendes System verändert und

zwar umso stärker, je genauer es auf die Wellenlänge dieses Systems abgestimmt wurde. Nach Gleichrichtung und entsprechender Verstärkung konnte er eine Kurve der Kapazitätsveränderungen und damit der Volumenschwankungen schreiben.

Die Differenz der Dielektrizitätskonstanten zwischen den beiden am meisten Variablen, nämlich der Lunge und dem Herzen, sowie die unterschiedlichen mechanischen Funktionsabläufe gestatteten die Registrierung einer "Herzkurve". Eine rechnerische Verwertung der erhaltenen Kurve zur Schlagvolumenmessung konnte damals nicht durchgeführt werden.

Prinzipiell ist die Anwendung der Impedanzkardiographie zur Schlagvolumenmessung nicht anders. Bei entsprechender Leitfrequenz und Stromstärke verändern die physiologischen Abläufe die Stromdichtenverteilung und damit die Impedanz. Die Stromverteilung im lebenden Gewebe ist durch die spezifischen elektrischen Leitungswiderstände der verschiedenen Gewebsanteile bestimmt. Für das Blut ist ein Wert von 150 Ohm bestimmt worden (bei 37,5°C, HkT 41 %, 100 kHz) (19). Dieser Wert geht etwas modifiziert in unsere Berechnung ein.

MANN (1937) beschrieb als erster die Anwendung der Impedanztechnik zur peripheren Volumenpulsschreibung (Impedanzplethysmographie) (38).

Grundsätzlich sind zwei Systeme anwendbar, nämlich mit zwei oder mit vier Elektroden, wobei das tetrapolare System gegenüber dem bipolaren wesentliche Vorteile bietet. Der grundsätzliche Unterschied besteht darin, daß beim tetrapolaren System über Elektroden ein Wechselstromkreis an den Körper angelegt wird und in einer bestimmten Entfernung Meßelektroden die Spannungsveränderungen abnehmen. In Abb. 2a wird ein tetrapolares System in seiner Grundkonzeption gezeigt. NYBOER (41,42) wendete das tetrapolare System als erster bei der Impedanzplethysmographie an. Der wesentliche Vorteil

des tetrapolaren Systems liegt in der Gewinnung eines homogenen Stromverteilungsfeldes zwischen den Meßelektroden wie dies auf Abb. 3 a leicht zu erkennen ist. Eine genaue Korrelation von Impedanzveränderungen zu Volumenveränderungen wäre also bei der Idealvorstellung des Thoraxes als homogen-leitfähigen Zylinder mit homogener Stromdichten-Verteilung gegeben. Plaziert man über den Leitungszyylinder an dessen Enden die Elektroden a und al (Abb. 4a), so gilt bei einer Länge L, bei einer Grundfläche A_0 und einem spezifischen Widerstand ϱ für den Widerstand R_0

$$R_0 = \varrho \frac{L}{A_0}$$

Für einen größeren Zylinder mit der Grundfläche A_1 gilt dann

$$R_1 = \varrho \frac{L}{A_1}$$

$$\begin{aligned} \Delta R &= R_1 - R_0 = \frac{\varrho L}{A_1} - \frac{\varrho L}{A_0} \\ &= \varrho L \left(\frac{1}{A_1} - \frac{1}{A_0} \right) \end{aligned}$$

$$\text{bei } V = L \cdot A \left(A = \frac{V}{L} \right)$$

$$\begin{aligned} \Delta R &= \varrho L \left(\frac{L}{V_1} - \frac{L}{V_0} \right) \\ &= \varrho L^2 \left(\frac{V_1 - V_0}{V_1 \cdot V_0} \right) \end{aligned}$$

gilt:

$$(\Delta V = V_1 - V_0)$$

$$\Delta R = \varrho \frac{L^2}{V_0^2} \Delta V$$

Eine Zunahme des Volumens V_0 geht also mit einer Abnahme des Widerstandes zwischen den Elektroden a und al einher. Auf die Impedanz ($R = Z$) bezogen gilt:

$$Z_0 = \varrho \frac{L}{A_0}$$

multipliziert mit $\frac{L}{L}$ ergibt

$$Z_0 = \varrho \frac{L^2}{V_0} \quad \text{oder} \quad V_0 = \frac{L^2 \cdot \varrho}{Z_0}$$

eingesetzt in obige Formel

$$\Delta Z = \frac{Z_0^2}{\varrho \cdot L^2} \Delta V$$

$$\Delta V = \varrho \cdot \frac{L^2}{Z_0^2} \cdot \Delta Z$$

(nach (19))

Zur Begriffsbestimmung der Impedanzkardiographie ist ergänzend zu sagen, daß es auch eine direkte Impedanzkardiographie gibt, d.h. die Registrierung von Widerstandsveränderungen abgeleitet direkt am Herzen. Zuerst wurde dies von RAPPAPORT und RAY (1927) am schlagenden Schildkrötenherz in vitro durchgeführt (48). RUSHMER (1953) wiederholte dies in vivo am schlagenden Hundeherzen mit anderer Elektrodenanordnung (51). Er sah eine Abnahme der Impedanz in der Diastole und eine Zunahme in der Systole. GEDDES verfeinerte die Versuchsanordnung und legte isolierte Elektroden an der Kaninchen-Herzbasis und am Apex an (s. Abb. 5a). Da die Leitfähigkeit des Herzkammermuskels (als eine Gesamtheit von leitenden, in ihren Dimensionen ständig wechselnden Zellen) ca. 5 mal so groß ist, wie die des Blutes, beschränkt sich der Stromablauf im wesentlichen auf dieses Gebiet.

Die in der vorliegenden Arbeit aufgeführte Impedanzkardiographie ist jedoch eine indirekte Schreibung der während der Herzevolution auftretenden Widerstandsveränderungen, die im wesentlichen durch den aortalen Blutfluß bedingt sind (31)-(S. 90).

Hierbei geht man von der Modellvorstellung aus, den Thorax elektrisch als einen homogenen und relativ stabilen Blutzylinder anzusehen, wobei Z_0 die Grundimpedanz des Thorax und ΔZ die Impedanzänderungen im Stadium der Atempause nach normaler Expiration sind. Bei gleichbleibender Leitfrequenz von 100 kHz wurde als spezifische Widerstandskonstante ζ ein Wert von 135 Ohm-sec eingesetzt.

Um eine bessere Auswertung der Impedanzänderungen zu ermöglichen, verwendete KUBICEK für ΔZ den aus der geschriebenen Kurve der ersten mathematischen Ableitung nach der Zeit abzulesenden negativen Maximalwert dZ/dt , multipliziert mit der Austreibungszeit t (30). Der Wert t ist gleichfalls aus der Kurve ersichtlich (s. Abb. 6a/7a).

Es handelt sich also um eine indirekte Bestimmung von Volumenveränderungen in einem Zylinder mittels einer empirisch definierten Formel. Die genauere Bezeichnung für dieses Verfahren wäre also "transthorakale Impedanzplethysmographie".

Thermodilution

Es war LOCHNER (1953) und unabhängig von ihm FEGLER (1954), die als erste die Methode einer Messung des Blutflusses mittels Temperaturdifferenzen beschrieben (12, 36). Die HZV-Messung mittels der Thermodilutionsmethode gehört wie die Farbstoffmethode zur Gruppe der Indikatorverdünnungsmethoden. Unter einem Indikator für die Kreislaufanalyse verstehen wir einen Stoff, der - in die Blutbahn gebracht - Aufschluß über das räumliche und zeitliche Verhalten der Blutbewegungen gibt (23). Die verschiedenen Methoden zur Bestimmung des HZV beruhen letztlich alle auf jenem Prinzip, das Adolf FICK im Jahre 1870 erstmalig formulierte (13). Das verbindende Glied dieser unterschiedlichen Verfahren besteht in der Zumischung einer definierten Teststoffmenge zum strömenden Blut - dem Indikator. Letztlich bleibt es sich gleich, ob die Volumenbestimmungen mittels einer Testsubstanz in einer ruhenden oder einer bewegten, d.h. fließenden Flüssigkeitsmenge erfolgt. Die endgültige Verdünnung bei bekannter Indikatormenge erlaubt die Berechnung des Volumens der Flüssigkeit.

Die Definition des "Indikators" erfährt eine gewisse Erweiterung bei der Methode der Impedanzkardiographie, da man sich hierbei eines am Thorax angelegten Wechselstromkreises bedient und die durch die Kreislaufmechanik hervorgerufenen Impedanzänderungen mißt.

Das Prinzip der Thermodilution besteht in dem stoßweisen oder kontinuierlichen Einbringen von Kälte oder Wärme mit Hilfe einer Injektionslösung in einen Kreislaufabschnitt unter fortlaufender Messung der Temperaturstromabwärts davon. Einer der wesentlichen Nachteile dieser Methode ist damit schon ausgesprochen, nämlich das intravasale, d.h. invasive Vorgehen.

Die Methodik fand erst durch den Gebrauch der COURNAND-Katheter eine relativ breite klinische Anwendung (9). Der der Berechnung geht man von der Idealvorstellung aus, daß kein Indikator (d.h. in unserem Fall Kälte) durch Wärmeaustausch zwischen Injektionsflüssigkeit und den Katheter bzw. Blutgefäß oder Herzzinnenwand verlorengeht. Die Wärme, die die Injektionslösung aufnimmt, sollte also gleich der Wärme sein, die das Blut abgibt (16).

Versuche mit Injektionen in den herznahen Teilen der Hohlvenen, bzw. in den rechten Vorhof und bei Messung in der Art. pulmonalis zeigten in der Tat zu vernachlässigende Werte an Wärmeverlust an den Gewebswänden (40, 43). Es kommt lediglich zu einer Streckung der Temperatur-Zeitkurve, d.h. zu einer Reduktion der Kurvenhöhe mit gleichzeitiger Verbreiterung des abfallenden Schenkels (Zeit der Wiedererwärmung), bei insgesamt gleichbleibendem Flächenwert der Temperatur-Zeitkurve (16, 28). Eine Aufwärmung wäre in erster Linie im Kapillargebiet der Lunge zu erwarten, da in diesem Bereich das Verhältnis von austauschfähigen Gefäßoberflächen zum durchfließenden Volumen am günstigsten ist. Diese Einschränkung gilt jedoch nicht für unsere Versuchsanordnung, weil hierbei die Meßstrecke des Indikators die Lungenkapillaren nicht einbezieht.

Die quantitative Auswertung der Temperatur-Zeit-Kurve erfolgt nach dem Prinzip von STEWART-HAMILTON-FEGLER (12) in Abwandlung für das Thermodilutionsverfahren:

$$V_b = \frac{V_i (T_b - T_i)}{\int_0^{\infty} \Delta T \cdot dt} \cdot \frac{s_i \cdot c_i}{\underbrace{s_b \cdot c_b}_{II}} \cdot 60$$

Erklärungen:

V_b = HZV/min

V_i = Volumen der Injektionslösung in ml

T_b/i = Temperatur des Blutes bzw. der Injektionslösung in Grad C

S_i/b = spezifisches Gewicht der Injektionslösung/Blut (in g/ml)

C_i/b = Spezifische Wärme der Injektionslösung bzw. des Blutes (Kalorien/g . Grad C).

$\int_0^{\infty} \Delta T \, dt$ = ist der Flächenareal unter der Temperatur-Zeit-Kurve.

Der unter II angegebene Faktor geht als spezifische Konstante K in die Formel ein, die empirisch entsprechend einem gewissen Hkt-Bereich und bei den verwendeten Injektionslösungen (Ringerlösung, 0,99-%-ige NaCl, 5%-ige Dextrose-Lösung) bei 1,08 liegt (16).

Obwohl das spezifische Gewicht des Blutes sich mit dem Hkt ändert, bleibt das Produkt $S_b \cdot C_b$ im wesentlichen konstant, da der spezifische Wärmewert des Blutes umgekehrt proportional sich ändert (16). Eine Einbeziehung des Hkt-Wertes braucht also nicht zu erfolgen (43).

Da die planimetrische Berechnung der Kälteverdünnungskurven kompliziert und zeitraubend ist, wurden Apparate entwickelt, um diese langwierigen Rechenoperationen zu umgehen. Neben anderen entwickelte 1964 SLAMA und PIIPER ein direkt anzeigendes Rechengerät speziell für die Thermodilutionsmethode (54). Wir verwendeten als direkt anzeigenden Analogrechner das Gerät Modell 9500 Thermo-dilution Cardiac output-Computer ⁺⁾ , der für den Gebrauch

⁺⁾ Fa. EDWARDS Laboratories, Santa Ana, California 92705
U.S.A.

mit dem SWAN-GANZ-Einschwemmkatheter Modell 93-118-7F (Flow-Directed Thermodilution-Catheter) konzipiert wurde, und eine funktionelle Einheit bildet (14, 16). Der Thermistor des Thermodilutionskatheters stellt ein Element einer zugeschalteten WHEATSTONE'schen Brücke dar, mit der der Widerstand des mit einem hohen Temperaturkoeffizienten ausgezeichneten Thermistors (3,5 - 4% Widerstandsänderung / 1°C Temperaturwechsel) gemessen wird. Im Rahmen der auftretenden Temperaturänderungen (üblicherweise unter 1°C) ist die ansonsten logarithmische Beziehung zwischen Widerstand und Temperatur als praktisch linear anzusehen (16). Die Brücke ist so ausgelegt, daß während der Abstimmung die Voraussetzung für eine optimale Linearität erfüllt ist. Die Widerstandsabweichung des Thermistor gegen die Brücke geschieht vor jeder Messung, bezogen auf die Körpertemperatur des Patienten, als Null-Linie.

Um eine höhere Empfindlichkeit zu erlangen, wurden Thermistoren mit relativ hohem Widerstand verwendet, (Nennwert 20.000 Ohm, bei 37°C , 12.000 Ohm, 10,5 Hz). Die Brücke wird mit 0,2 Volt gespeist, was einer maximalen Stromstärke von 10 μA ergibt. Eine störende Wärmeentwicklung (56) ist bei diesen Werten nicht zu erwarten (16).

Bei der Auswertung durch den Computer gehen die empirisch ermittelten Werte für die Konstante ($K = 1,08$) in o.e. Formel unter II und der Korrekturfaktor 0,825 für den Temperaturanstieg der Injektionsflüssigkeit im Katheterlumen ein. Dadurch wurde ein zweiter Thermistor, der die Temperatur der Injektionslösung am Katheteraustritt zu messen hätte, eingespart. Der Korrekturfaktor ($0,825 \pm 0,014$) wurde für den SWAN-GANZ-Katheter (Polyvinylchlorid, 110 cm lang) entsprechend dem Wärmeaustausch bei der intraluminalen Passage experimentell ermittelt (bei einer T_i von maximal 5°C , 10 ml Injektionslösung und einer Injektionsgeschwindigkeit bis maximal 4 sec. (16).

Versuchsanordnung

Wir verwendeten zur Impedanzkardiographie den "Minnesota-Impedance-Cardiograph-Model 202 A" ⁺).

Das Gerät wurde im wesentlichen von KUBICEK et.al. (bezüglich Schaltplan s. 31, S. 67) entwickelt und enthält u.a. ein automatisches Kalibriersystem. Ein konstanter, sinusoidaler, biologisch unwirksamer und für den Menschen ungefährlicher Wechselstrom von 100 kHz bei einer Stromstärke von 4 mA wird von einem Oszillator zwischen den Elektroden 1 und 4 angelegt. Die Spannungsänderungen werden zwischen den Elektroden 2 und 3 abgegriffen und nach Gleichrichtung über einen Hochleistungs-Verstärker gemessen. Dazu werden 4 elektrisch leitende Aluminiumstreifen (3 M-Electrode tape No. M-6001) ⁺⁺) - die auf ein selbstklebendes Polyesterfilmband angebracht sind, folgendermaßen angelegt (gegebenenfalls muß die Haut von starkem Haarwuchs befreit werden) (s. Abb. 9a):

Nr. 2 am unteren Halsansatz

Nr. 1 ca. 3 cm cranial davon

Nr. 3 am Sternoxiphoidalgelenk und

Nr. 4 ca. 5 cm caudal davon.

Die o.a. Abstände der ersten und letzten beiden Elektroden sind Mindestabstände, um eine lineare Stromdichtenverteilung zu gewährleisten. Die Elektroden werden über Krokodilklemmen und über Verbindungskabel mit dem Gerät verbunden.

Zur Registrierung der Größe dZ/dt wurde der Ausgang des Gerätes mit einem Mehrfachschreiber verbunden. Wir verwendeten den Multiscriptor 21 der Fa. Hellige, der simultan Elektrokardiogramm, Pulmonalarteriendruck (Aktuell-

⁺) Instrumentation for Medicine INC, 283 Greenwich Ave.
Greenwich-Connecticut 06830, USA. (Hersteller)

⁺⁺) 3M-Company, St.Paul, Minnesota, USA (Hersteller).

und Mitteldruck), den Pulmonalkapillardruck, den zentralen Venendruck, ein Phonokardiogramm und die Thermodilutionskurve aufzeichnete. Das EKG und die Druckkurven wurden außerdem fortlaufend am Oszilloskop beobachtet. Die gleichzeitig durchgeführten Druckmessungen sollten Auskunft über das Bestehen und den Grad pathologischer Verhältnisse im kleinen Kreislauf geben (11). Blutdruckkontrollen in Ruhe und unter Belastung vervollständigten das Untersuchungsprogramm (meist unblutig nach RIVA-ROCCI gemessen).

Als Referenzmethoden zur Bestimmung des HZV in Ruhe verwendeten wir die Thermodilutionsmethode (Einzelinjektionsmethode) und die direkte FICK'sche Methode, während unter Belastung nur die Thermodilution als Vergleichsmethode diente. Bei allen Untersuchungen legten wir den Einschwemmkatheter nach SWAN-GANZ 93-118-7F (14, 16, 60) (EDWARDS Laboratories). Dieser Einschwemmkatheter aus Polyvinylchlorid (110 cm lang und 2,3 mm Außendurchmesser) hat 4 Lumina: Ein Lumen hat direkten Zugang zu einem Latexballon, der zum besseren intracardialen und intravasalen Vordringen sowie zum kurzzeitigen Verschluss eines Pulmonalarterienastes (Messung des Pulmonalkapillardruckes) aufgeblasen werden kann. Ein zweites Lumen enthält zwei dünn isolierte Drähte, die am Katheterende in Verbindung mit dem Thermistor stehen. Am Katheteransatz wird über ein Verbindungskabel (Model 9410 - EDWARDS Laboratories) die Verbindung zum "Thermodilutions-cardiac-output-Computer" hergestellt. Die beiden anderen Lumina werden zur Druckmessung bzw. zur Blutentnahme benutzt: Eine endständige Öffnung in der Pulmonalarterie zur alternierenden Messung des Pulmonalarterien- oder des Pulmonalkapillardruckes, sowie 30 cm proximal davon die zweite seitständige Öffnung zur Druckmessung im rechten Vorhof. Durch diese zweite Öffnung injizierten wir 10 ml physiologische Kochsalzlösung von 0 bis 1,5°C in maximal 3 Sek.

Dies entsprach in jedem Falle den Forderungen eines Temperatur-Spielraumes der Injektionslösung von $0 - 5^{\circ}\text{C}$ bei einer Injektionszeit von maximal 4 Sek. Hierdurch ist eine ausreichende Genauigkeit bei der Temperatur-fluktuation im Pulmonalarterienbereich gewährleistet. Diese geringen Temperaturschwankungen werden durch den atemsynchronen, venösen Rückfluß verursacht, und betragen ca. $0,01 - 0,02^{\circ}\text{C}$ (16). Die Körpertemperatur wurde rektal gemessen und dem Gerät eingegeben. Wir setzten die rektal gemessene Körpertemperatur der Bluttemperatur gleich, was selbst in Extremfällen einen Fehler von etwa 1,5 % nicht überschreiten würde (28). Vor jeder Messungs-Serie wurde eine Prüfung der Brauchbarkeit des Thermistors durchgeführt.

Bei regelrechter Lage der Katheterspitze in einem der Pulmonalarterienäste konnten wir das zur Berechnung der arteriovenösen Sauerstoff-Differenz notwendige venöse Mischblut zur HZV-Bestimmung nach FICK entnehmen. Das arterielle Blut aspirierten wir aus der punktierten Arteria brachialis oder Art. femoralis. Die Abnahmedauer wurde grundsätzlich länger als 5 Minuten festgesetzt (18). Der Sauerstoff-Gehalt der Blutproben (in Volumenprozent) wurde im v.SLYKE-Apparat bestimmt. Zur Bestimmung des verbrauchten "Teststoffes" O_2 verwendeten wir die geschlossene Kreislaufrmethode. Der Apparat (Basal-Test Typ 504, Fa. DARGATZ) wurde mit Sauerstoff gefüllt und der verbrauchte Sauerstoff aus der Abnahme der Füllung bestimmt.

Die Werte wurden in die Formel

$$\text{HZV (l/min)} = \frac{\text{Sauerstoff-Verbrauch (ml/min)}}{\text{av-Differenz (ml/min)}}$$

eingesetzt.

Auf das Erreichen eines "steady-states" in Ruhe wurde besonderer Wert gelegt, wenn auch der apparative Aufwand und die Manipulationen einen gewissen psychischen Einfluß auf die Patienten ausüben konnten.

Wegen des erheblichen apparativen Mehraufwandes (z.B. DOUGLAS-Sack) und der damit verbundenen zusätzlichen Belästigung des Patienten (Atemmaske) wurde auf die Anwendung des direkten FICK'schen Prinzips während Belastung verzichtet. Auch war durch die relativ kurze Zeitdauer, in der ein "steady-state" während Belastung aufrecht erhalten werden konnte, der Einsatz mehrerer HZV-Meßmethoden limitiert.

Der Zeitplan sah folgendes vor:

1. Bestimmung der Sauerstoff-Aufnahme und Blutentnahme für die direkte FICK'sche Methode.
2. Abwechselnd HZV-Messung mit Thermodilution und Impedanzkardiographie.
3. Vorbelastung.
4. Ruheintervall (20 bis 30 Minuten).
5. Hauptbelastung mit alternierender HZV-Messung mittels Thermodilution und Impedanzkardiographie im steady-state.

Zur Berechnung des Schlagvolumens setzte KUBICEK folgende Formel an (s. S. 10) :

$$\Delta V = \vartheta \frac{L^2}{Z_0^2} \cdot dz/dt \cdot t$$

Hierbei bedeutet Z_0 die Grundimpedanz, dz/dt die Impedanzänderung pro Zeiteinheit im Stadium der Apnoe nach normaler Expiration (funktionelle Residualkapazität - f.R.K.) und ϑ die spezifische Widerstandskonstante. Entsprechend dem von GEDDES ermittelten spezifischen Widerstandswert für Blut $\vartheta = 150 \text{ Ohm} \cdot \text{cm}$

(19) setzte KUBICEK diesen Wert ein. Wir verwendeten jedoch den von POMERANTZ (46) angegebenen Wert von 135 Ohm . cm. Dieser Wert entspricht auch den Vorschlägen des Herstellers.

Für L setzten wir den kürzesten Abstand in cm zwischen den Elektroden 2 und 3 ein, Z_0 wurde von der Digitalanzeige vom Computer abgelesen, $dZ/dT_{\max}$ und t aus durchschnittlich 10 Einzelaktionen im Stadium der f.R.K. ermittelt. Vor jeder Messungsreihe wurden mehrere Eichzacken von 1 Ohm geschrieben.

LABABIDI untersuchte die Korrelation der Herztöne zu den einzelnen Umschlagspunkten der ersten Ableitung der Impedanzkardiographie. Hiermit konnte eine gewisse Hilfe bei der Berechnung der Austreibungszeit t gegeben werden. Von KUBICEK wurde t als Zeitraum von Punkt B zu Punkt X definiert: Punkt B ist, wo die dZ/dT -Kurve die Null-Linie kreuzt bzw. ist der Umschlagspunkt, der dem maximalen positiven Gipfel vorangeht. Punkt X ist der maximale negative Umschlagspunkt, der mit dem 2. Herztönen zusammenfällt (30).

LABABIDI sah eine gute zeitliche Übereinstimmung (s. Abb. 8a) des Punktes B mit dem maximalen Ausschlag des 1. Herztönen (an der Herzspitze abgenommen), während der Punkt X mit A2 (Variation $\pm 0,01$ sec.) zusammenfiel (35).

Bei der praktischen Auswertung der Impedanzkurven traten immer wieder Schwierigkeiten bei der Bestimmung des Punktes X auf, weswegen die genaue Aufzeichnung des 2. Herztönen von besonderer Wichtigkeit ist (46).

HARLEY empfahl den II. oder III. ICR parasternal als Abnahmepunkt der Herzscharallkurve (22).

Belastung

Um die Verwendbarkeit der Impedanzkardiographie auch unter Belastungsbedingungen zu untersuchen, führten wir bei ca. 48 Patienten dosierte Ergometer-Belastungen im Anschluß an die Ruhemessungen durch.

Wir belasteten die Patienten in liegender Stellung an einem drehzahlunabhängigen, elektrisch gebremsten Fahrradergometer (Elema-Schönaner-EM 369). Diese Form der Belastung ließ eine exakte Dosierung in physikalischen Einheiten (Watt) zu und ist auf die im Alltag des Patienten vorkommenden Belastungssituationen am leichtesten übertragbar (50). Intensität und Dauer des Arbeitsversuches erfolgten als "rektangulärer Test" (29), d.h. Leistung einer konstanten Arbeit während einer bestimmten Zeit. Die HZV-Vergleichsmessungen von Thermo-dilution und Impedanzkardiographie wurden nach Erreichen eines "steady-state" (Ergostase der einzelnen Ventilations- und Kreislaufgrößen) durchgeführt (50). Wenn es der Gesundheitszustand und die Muskelkraft zuließen, wurde eine submaximale Ausbelastung angestrebt. Dies galt besonders für Patienten bis zum 40. Lebensjahr.

Eine regelmäßige Vorbelastung diente dazu, den Patienten mit dem Gerät vertraut zu machen, seine Belastbarkeit zu prüfen und die manchmal zu beobachtende Divergenz zwischen der ersten und den folgenden Belastungen zu vermeiden (11). Die Vorbelastung erfolgte in Form eines Stufentestes, wobei im allgemeinen mit 50 Watt begonnen wurde und die Wattzahl meist um 30 Watt im Abstand von 3 Minuten erhöht wurde. Bei zu erwartender oder bereits klinisch deutlich eingeschränkter Belastbarkeit wurde mit einer geringeren Belastungsstufe begonnen. Nach dem Ergebnis der Vorbelastung richtete sich die Belastungsstufe des Hauptversuchs, dieser wurde zwanzig Minuten nach Ende der Vorbelastung durchgeführt. Die Kriterien für einen "steady-state" waren im allgemeinen in der vierten Belastungsminute erreicht.

Außer der Bestimmung des HZV nach der direkten FICK'schen Methode wurde das gleiche Meßprogramm wie in Ruhe durchgeführt.

ERGEBNISSE

In Tab. 5 sind die untersuchten Patienten ($n = 58$) mit Alter, Geschlecht, Gewicht, Körperoberfläche und den jeweiligen Krankheitsbildern aufgeführt. Die Patientenkennzahlen sind in den jeweiligen Tabellen identisch. Das Alter der Untersuchten schwankte zwischen 19 und 85 Jahren (bei einem mittleren Alter von 50 Jahren).

In der rechten Spalte von Tab. 5 sind die einzelnen, das cardiovaskuläre System betreffenden Erkrankungen aufgeführt. Bei allen Patienten mit manifester Herzinsuffizienz war bereits eine cardiotrope Therapie begonnen worden. Neben dem klinischen Befund wurden zur Diagnosestellung intrakardiale Messungen und/oder Messungen im Ganzkörperplethysmographen herangezogen. Die Ergebnisse der Einzelmessungen in Ruhe mit Hilfe aller verwendeten Meßmethoden sind in Tab. 1 und 3 zusammengestellt. Eine graphische Darstellung der Korrelationen des HMV zwischen den drei Meßmethoden in Ruhe zeigen Abb. 1 bis 3. Eingetragen in die Zeichnungen sind jeweils die Regressionsgerade, die Zahl der Meßpunkte, der Korrelationskoeffizient sowie die Regressionsgleichung.

Abb. 3 zeigt die schon von anderen Untersuchern gefundene gute Korrelation der beiden Methoden Thermodilution und direktes FICK'sches Prinzip ($n = 56$, $r = 87$, bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 1% signifikant von Null verschieden).

Die entsprechende Regressionsgleichung lautet

$$y = 0,91x + 0,59.$$

In Abb. 1 sind die Einzelergebnisse von Thermodilution einerseits und Impedanzkardiographie andererseits gegeneinander aufgetragen. Hierbei ist die Korrelation mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,68 erheblich

kleiner, jedoch bei einer Fallzahl von $n = 57$ immer noch hochsignifikant (bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 1% signifikant von Null verschieden).

Die entsprechende Regressionsgleichung lautet

$$y = 0,69 x + 1,13$$

Kein wesentlicher Unterschied ergibt sich für den Korrelationskoeffizienten r bei Gegenüberstellung der impedanzkardiographischen Messungen mit dem direkten FICK'schen Prinzip in Abb. 2 ($n = 56$, $r = 0,63$ bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 1% signifikant von Null verschieden).

Bei einer Regressionsgleichung von $y = 0,64 x + 1,61$ ergibt sich kein wesentlich anderer Verlauf der Regressionsgerade wie in Abb. 1.

Abb. 4 vergleicht die Schlagvolumenindices (SVI) von Impedanzkardiographie und Thermodilution ($n = 57$, $r = 0,75$). Hierbei ergibt sich für den SVI ein besserer Korrelationsfaktor im Vergleich zum HMV, was wohl durch die Einbeziehung der Frequenz bei der Berechnung des HMV bedingt ist.

Dieselben Meßgrößen unter Belastung im steady-state sind in Abb. 5 und 6, bzw. in Tab.2 und 4 dargestellt. Bei einer kleineren Zahl der untersuchten Patienten ($n = 48$) ergibt sich für das HMV ein Korrelationskoeffizient von $r = 0,63$ (bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 1% signifikant von Null verschieden), und damit eine etwas schlechtere Korrelation als unter Ruhebedingungen. Wie aus Abb. 5 ersichtlich, ist mit zunehmendem HMV ein relativ kleinerer Wert für die Impedanzkardiographie zu erwarten. Für die Schlagvolumenindices (SVI) bei Belastung (Abb. 6) ergibt sich eine noch größere Streuung mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,55 (bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 1% signifikant von Null verschieden).

In Abb. 7 sind die Ruhe- und Belastungs-HMV-Werte von Thermodilution und Impedanzkardiographie eingetragen,

wobei der Ruhewert mit dem zugehörigen steady-state-Belastungswert verbunden wurde. Die Zunahme des HMV unter Belastungsbedingungen für jeden einzelnen Versuch ist durch eine Gerade graphisch dargestellt. Die durchschnittliche Anstiegssteilheit der Gerade beträgt

$$\tan \alpha = 0,88 \pm 0,13.$$

Aus der Betrachtung der Einzelkurven geht ferner hervor, daß ein Anstieg einer Meßgröße in jedem Fall mit einem Anstieg der anderen einhergeht.

T A B E L L E N

Tabelle 1

Herzminutenvolumenbestimmung in Ruhe (l/min)

Nr.	HMV-Fick	n Imp/Th	HMV-Imp m	min	max	HMV-Th m	min	max
1	6.90	10	6.29	5.89	6.69	7.02	6.79	7.24
2	5.40	9/8	6.72	6.34	7.10	6.74	6.34	7.14
3		10	8.12	7.82	8.42	7.67	7.33	8.01
4	3.00	9/10	2.58	2.35	2.81	2.79	2.61	2.96
5	4.54	9/9	4.74	4.62	4.85	4.54	4.41	4.67
6	6.48	12	4.84	4.65	5.03	6.35	6.06	6.65
7	6.73	10	7.26	7.02	7.50	6.44	6.27	6.61
8	5.51	9	4.88	4.69	5.08	4.99	4.75	5.23
9		11	5.51	5.29	5.73	6.11	5.94	6.29
10	7.70	13	7.41	7.07	7.76	8.14	7.90	8.37
11	4.60	10	4.09	3.78	4.40	5.07	4.80	5.34
12	8.14	10	7.70	7.42	7.97	7.65	7.37	7.93
13	8.05	10	7.07	6.81	7.32	8.22	7.98	8.45
14	6.20	12	5.31	5.09	5.53	5.22	5.01	5.43
15	6.60	10	5.88	5.61	6.14	6.53	6.44	6.62
16	6.79	10	6.04	5.82	6.26	7.96	7.66	8.25
17	7.50	12	7.92	7.51	8.33	7.65	7.16	8.13
18	6.90	10	4.60	4.44	4.77	4.81	4.63	4.99
19	4.58	10	3.28	3.09	3.46	3.81	3.66	3.96
20	4.80	13	4.58	4.47	4.69	4.75	4.61	4.86
21	4.55	10	4.18	3.85	4.52	4.49	4.32	4.66
22	7.35	9/10	6.37	6.02	6.72	6.75	6.58	6.92

Nr.	HMF- Fick	n Imp/Th	HMF-Imp			HMF-Th		
			m	min	max	m	min	max
23	5.80	10	5.78	5.53	6.21	5.92	5.57	6.26
24	8.60	9	6.43	5.94	6.91	8.56	8.17	8.95
25	5.22	12	5.83	5.64	6.01	5.68	5.40	5.96
26	7.10	12	7.51	7.23	7.79	8.48	8.22	8.74
27	6.35	11/12	4.07	3.94	4.20	4.93	4.79	5.07
28	5.80	10	4.96	4.74	5.17	6.30	6.09	6.51
29	6.70	10	7.14	6.91	7.37	6.79	6.41	7.16
30	4.40	10	4.19	4.09	4.30	4.77	4.66	4.87
31	8.00	13	7.85	7.73	7.97	8.02	7.59	8.45
32	5.63	10	5.74	5.54	5.94	5.92	5.74	6.10
33	7.50	10	6.28	5.89	6.68	7.44	7.12	7.76
34	6.15	10	4.74	4.05	5.42	5.20	4.72	5.67
35	5.50	10	2.74	2.55	2.93	6.26	5.92	6.57
36	5.60	10	7.64	7.24	8.04	5.34	5.16	5.52
37	5.30	10	5.01	4.89	5.14	5.12	4.99	5.25
38	5.20	10	5.28	5.12	5.44	5.30	5.18	5.42
39	5.20	12/13	5.44	5.29	5.57	5.16	4.87	5.43
40	4.34	12/11	4.38	4.22	4.53	4.34	4.21	4.47
41	4.55	10	5.05	4.88	5.21	4.62	4.45	4.79
42	7.64	10	3.13	2.93	3.33	7.59	7.34	7.85
43	4.09	10	2.51	2.35	2.67	4.32	4.17	4.47
44	4.10	11	4.99	4.72	5.26	4.84	4.59	5.10
45	5.94	11	5.97	5.57	6.37	5.92	5.59	6.24
46	5.20	12	4.82	4.62	5.01	4.82	4.55	5.09
47	6.45	10	6.18	6.05	6.31	5.80	5.64	5.96
48	8.45	10	5.61	5.27	5.95	8.14	7.78	8.49
49	6.85	10	5.29	4.96	5.62	6.56	6.21	6.90
50	5.30	10	4.54	4.27	4.82	5.34	5.19	5.48

Nr.	HMV- Fick	n Imp/Th	HMV-Imp m	min	max	HMV-Th m	min	max
51	3.83	13	3.59	3.45	3.73	3.66	3.52	3.80
52	4.10	12	4.03	4.03	4.18	4.05	3.91	4.19
53	3.30	3	3.78	2.38	5.18			
54	5.50	10	5.54	5.42	5.66	5.67	5.51	5.84
55	5.40	11	6.03	5.84	6.21	5.17	4.96	5.37
56	6.45	10	3.35	3.13	3.58	6.64	6.38	6.90
57	4.00	10	6.10	5.70	6.50	7.35	7.10	7.61
58	5.50	10	5.21	5.01	5.42	5.24	5.11	5.38

Tabelle 2

Herzminutenvolumenbestimmung unter Belastung

(l/min)

Nr.	n Imp/Th	HMV-Imp m	min	max	HMV-Th m	min	max
1	7	8.10	7.24	8.97	10.78	9.98	11.57
2	3	10.27	8.52	12.01	10.11	6.95	13.26
3	6	10.96	10.20	11.72	15.36	14.21	16.51
4	6/8	3.06	2.74	3.37	3.06	2.87	3.24
5	8	9.39	8.72	10.06	8.05	6.49	9.62
6	6	11.47	10.52	12.42	9.24	8.46	10.01
7	4	11.34	10.23	12.46	11.99	10.46	13.52
8	3	9.58	7.34	11.80	9.98	9.43	10.53
9	8	8.19	7.94	8.44	7.80	7.66	7.94
10	9	9.50	9.07	9.92	12.90	11.60	14.20
11							
12							
13	8	8.50	7.77	9.23	15.49	14.34	16.63
14	6	9.10	8.25	9.95	10.77	9.56	11.95
15	8	7.61	7.31	7.92	12.20	11.63	12.77
16	4/6	8.88	6.81	10.94	7.68	9.84	11.71
17	5	14.52	13.72	15.32	13.97	12.40	15.53
18	6/5	6.38	5.36	7.41	7.07	6.85	7.28
19	6	4.59	3.90	5.28	6.48	5.92	7.03
20	7	7.10	6.12	8.07	8.32	7.37	9.28
21	4	5.47	4.87	6.07	5.19	4.66	5.72

Nr.	n Imp/Th	HMV-Imp m	min	max	HMV-Th m	min	max
22	5	8.69	7.58	9.80	12.50	11.08	14.07
23	6	13.00	12.65	13.35	14.09	12.43	15.76
24	7	11.54	10.93	12.16	16.28	14.51	18.05
25	5	7.73	7.31	8.14	9.05	7.23	10.87
26	8	10.05	9.63	10.47	13.67	12.48	14.85
27	3	6.79	3.13	10.44	7.48	5.68	9.27
28	6/7	9.36	8.64	10.07	10.95	10.36	11.53
29	7/8	11.81	11.27	10.36	12.11	11.00	13.21
30	7	10.78	9.13	12.42	10.02	9.26	10.78
31	5	8.36	8.05	8.67	11.57	9.59	13.56
32							
33	6	8.97	8.47	9.46	13.05	11.65	14.46
34							
35							
36	7	9.08	8.61	9.54	9.22	8.61	9.83
37							
38	5	8.44	7.39	9.49	8.34	7.85	8.83
39	8	8.62	7.81	9.43	8.80	8.11	9.48
40							
41	7	8.33	7.92	8.75	7.70	7.41	8.00
42	5	6.46	5.95	6.97	13.68	11.13	16.24
43	6	8.03	7.27	8.80	9.03	8.49	9.56
44							
45	6	10.36	8.44	12.28	10.57	9.05	12.08
46	6	8.72	8.16	9.27	8.68	7.88	9.49
47	7	8.62	8.19	9.06	8.60	7.88	9.31
48							

Nr.	n Imp/Th	HMV-Imp			HMV-Th		
		m	min	max	m	min	max
49	7/6	8.40	7.54	9.26	13.77	12.30	15.10
50	3	8.19	6.37	10.01	7.64	6.74	8.55
51	6	6.68	6.04	7.31	7.72	7.09	8.34
52	6	10.02	9.36	10.67	10.51	9.12	11.89
53							
54	6	9.11	8.02	10.20	11.92	11.09	12.74
55	6	9.78	8.77	10.79	9.89	9.29	10.48
56	6	9.69	9.33	10.04	13.26	12.11	14.40
57	5/2	9.69	9.13	10.25	13.10		
58	7	11.91	11.45	12.37	10.58	10.07	11.09

Tabelle 3Schlagvolumenindex in Ruhe(Schlagvolumen pro Körperoberfläche in ml/m²)

Nr.	n Imp/Th	SV-Imp m	min	max	SV-Th m	min	max
1	10	47.20	45.60	48.80	55.70	53.40	58.10
2	9/8	44.10	40.40	47.70	40.60	37.20	43.90
3	10	45.60	44.10	47.00	42.90	41.00	44.70
4	9/10	16.80	15.60	18.10	18.20	17.10	19.20
5	9	46.70	45.70	47.60	43.90	42.30	45.60
6	12	32.90	31.60	34.30	41.00	39.00	43.10
7	10	39.70	38.00	41.40	35.60	34.50	36.70
8	9	35.50	34.30	36.80	35.80	34.00	37.50
9	11	40.00	38.20	41.90	43.70	42.60	44.80
10	13	43.30	40.60	45.90	50.30	48.70	52.00
11	10	33.20	31.00	35.50	41.10	38.20	44.00
12	10	55.70	52.70	58.80	56.10	53.80	58.40
13	10	45.10	43.30	46.90	52.60	51.00	54.20
14	12	46.40	44.50	48.20	45.60	44.10	47.00
15	10	46.10	43.60	48.50	50.90	50.10	51.80
16	10	45.10	43.20	46.90	59.30	56.90	61.60
17	12	64.00	61.40	66.60	61.30	58.10	64.50
18	10	38.20	36.50	39.90	40.50	38.90	42.10
19	10	27.20	25.70	28.70	30.60	29.20	31.90
20	13	42.17	41.20	44.20	46.00	44.70	47.40
21	10	37.50	34.30	40.70	40.90	39.40	42.50

Nr.	n Imp/Th	SV-Imp m	min	max	SV-Th m	min	max
22	9/10	41.10	38.20	44.00	41.50	40.40	42.50
23	10	50.50	46.70	54.30	49.70	44.80	54.60
24	9	40.50	38.30	42.70	56.40	54.90	57.90
25	12	47.60	46.60	48.60	45.30	43.80	46.90
26	12	52.00	49.70	54.40	59.40	57.50	61.30
27	11/12	31.60	30.40	32.90	37.80	36.20	39.30
28	10	38.50	37.20	39.90	46.80	44.70	48.90
29	10	47.20	46.10	48.30	47.90	44.50	51.30
30	10	41.60	40.60	42.50	49.40	47.60	51.10
31	13	61.30	59.80	62.70	62.90	59.20	66.60
32	10	45.00	43.70	46.40	46.60	45.20	47.90
33	10	42.90	39.90	45.80	50.50	46.70	54.20
34	10	26.40	25.40	27.30	31.90	28.10	34.90
35	10	14.60	13.60	15.60	34.30	32.80	35.70
36	10	57.40	54.80	59.90	41.90	39.70	44.10
37	10	47.70	46.40	48.90	48.10	46.90	49.30
38	10	42.20	40.60	43.80	40.70	39.70	41.60
39	13/12	51.90	50.40	53.40	51.00	48.20	53.70
40	12/11	51.30	49.70	53.00	52.00	50.40	53.70
41	10	49.40	48.10	50.60	45.90	43.10	48.60
42	10	19.50	18.50	20.60	48.30	46.80	49.90
43	10	14.50	13.80	15.30	24.10	23.40	24.70
44	11	22.30	20.80	22.30	22.90	20.90	24.80
45	11	51.10	48.40	53.90	51.60	48.40	54.80
46	12	38.40	36.90	39.90	39.20	36.80	41.50
47	10	52.30	51.20	53.40	49.00	47.40	50.70
48	10	25.70	24.80	26.60	36.60	35.70	37.40

Nr.	n Imp/Th	SV-Imp m	min	max	SV-Th m	min	max
49	10	37.80	35.70	39.90	46.40	43.50	49.20
50	10	29.20	27.00	31.50	36.00	35.00	37.00
51	13	45.30	44.50	46.20	47.10	44.70	49.40
52	12	28.30	27.10	29.60	28.10	27.30	29.00
53	3	22.10	12.30	31.90			
54	10	42.10	40.70	43.60	43.00	40.90	45.00
55	11	61.50	60.10	62.90	52.10	49.50	54.60
56	10	27.00	25.30	28.70	52.80	50.90	54.80
57	10	44.50	42.10	46.80	53.70	51.70	55.70
58	10	52.20	50.10	54.30	51.60	50.40	52.80

Schlagvolumenindex unter Belastung (ml/m²)

Nr.	n Imp/Th	SV-Imp m	min	max	SV-Th m	min	max
1	7	40.20	36.00	44.30	52.50	49.00	55.90
2	3	51.40	41.00	61.80	51.30	34.00	68.00
3	6	43.50	41.60	45.40	60.60	57.20	64.00
4	6/8	19.10	17.60	20.70	18.40	17.20	19.60
5	8	57.40	53.10	61.70	47.70	38.60	56.70
6	6	52.30	47.80	56.90	42.00	38.00	46.00
7	4	42.80	39.70	46.00	45.50	38.20	52.70
8	3	42.00	32.10	52.00	43.40	41.10	45.70
9	8	45.20	43.80	46.50	42.50	41.90	43.00
10	9	44.00	42.50	45.50	60.20	54.70	65.80
11							
12							
13	8	34.00	31.00	37.00	61.80	56.80	66.90
14	6	45.60	41.40	49.80	54.70	48.50	60.90
15	8	36.50	35.30	37.60	58.00	55.00	60.90
16	4/6	39.00	29.80	48.10	48.10	43.10	53.10
17	5	62.90	58.50	67.30	60.10	54.40	65.70
18	6/5	38.00	31.40	44.60	41.10	39.40	42.80
19	6	25.10	21.80	28.50	35.40	31.90	38.90
20	7	38.90	35.90	41.90	46.80	42.30	51.30
21	4	45.60	40.90	50.20	42.70	37.40	48.00
22	5	38.20	33.50	43.00	55.30	48.70	61.90
23	6	60.50	58.10	62.90	64.90	53.20	76.60

Nr.	n Imp/Th	SV-Imp m	min	max	SV-Th m	min	max
24	7	47.00	44.40	49.60	67.40	58.90	76.00
25	5	45.40	42.90	47.90	52.70	43.70	61.80
26	8	49.20	46.80	51.60	67.00	60.80	73.20
27	3	35.40	17.40	53.30	38.70	30.30	47.10
28	6/7	42.60	39.00	46.20	50.30		
29	7/8	51.60	48.50	54.70	53.90	47.70	60.10
30	7	57.90	50.50	65.30	52.80	47.70	57.80
31	5	37.70	34.70	40.70	50.30	42.40	58.20
32							
33	6	34.00	32.60	35.40	49.70	43.90	55.50
34							
35							
36	7	39.60	37.30	41.80	40.70	37.50	43.90
37							
38	5	49.80	43.90	55.80	49.00	45.90	52.10
39	8	46.50	41.50	51.60	47.50	44.00	51.00
40							
41	7	56.60	53.90	59.30	54.00	52.20	55.70
42	5	23.50	21.80	25.20	50.50	41.30	59.60
43	6	34.60	31.40	37.70	39.30	36.30	42.30
44							
45	6	60.90	50.90	70.90	62.80	54.30	71.20
46	6	51.50	48.80	54.20	49.00	45.10	52.90
47	7	51.10	48.00	54.10	52.30	47.00	56.90
48							
49	7/6	38.40	33.50	43.50	62.20	55.50	68.90

Nr.	n Imp/Th	SV-Imp m	min	max	SV-Th m	min	max
50	3	37.90	29.60	46.20	36.60	32.10	41.00
51	6	48.00	43.80	42.10	55.40	50.80	60.10
52	6	51.20	47.80	54.60	53.80	46.20	61.50
53							
54	6	45.00	40.40	49.60	58.70	54.50	62.90
55	6	62.50	54.60	70.40	63.30	59.60	67.00
56	6	40.90	39.50	42.30	56.10	51.80	60.40
57	5/2	43.50	40.80	46.20	58.30		
58	7	71.60	68.60	74.60	63.50	60.30	66.60

TABELLE 5

Nr.	Pat.	Geschl.	Alter	Gewicht (kg)	Größe (cm)	KO ₂ (m ²)	Diagnose
1	B.K.	m	40	78	178	1,96	leichte Hypertonie
2	B.G.	m	34	84	170	1,95	n.t.Km, Re-Li
3	B.K.	m	39	64	170	1,75	
4	B.J.	m	64	74	172	1,87	KHE Re-Li
5	B.E.	w	56	62	170	1,72	KHE Li
6	B.J.	m	37	82	167	1,91	KHE Li
7	D.T.	m	41	82	179	2,01	mittl. Hypertonie CBS
8	E.R.	m	43	60	170	1,70	KHE Li
9	F.J.	m	44	63	164	1,68	KHE Li
10	F.F.	m	36				
11	F.F.	w	45	64	145	1,55	n.t.Km Li
12	F.F.	m	35	84	178	2,02	
13	F.F.	m	19	71	183	1,92	
14	G.W.	w	69	75	169	1,85	KHE, mittl.Hyper- tonie, Li
15	H.J.	m	42	75	169	1,85	
16	H.H.	m	34	84	172	1,97	
17	H.F.	m	48	76	170	1,87	mittl. Hypertonie
18	H.W.	m	47	77	167	1,86	KHE
19	H.H.	w	38	52	158	1,51	mittl. Hypertonie
20	H.H.	w	60	63	159	1,65	KHE, mittl.Hyper- tonie
21	H.M.	w	65	64	157	1,64	leichte Hypertonie KHE Li
22	K.K.	w	33	64	170	1,74	therapierte Hyper- thyreose

Nr.	Pat.	Geschl.	Alter	Gewicht (kg)	Größe (cm)	KO ₂ (m ²)	Diagnose
23	K.H.	m	47	79	162	1,84	
24	L.H.	m	49	93	184	2,11	leichte Hypertonie
25	L.M.	w	61	110	163	2,13	Li
26	M.M.	m	42	87	177	2,04	KHE
27	M.L.	w	39	55	158	1,55	leichte Hypertonie
28	M.O.	m	57	84	176	2,00	KHE
29	M.E.	m	46	80	173	1,94	KHE
30	N.G.	m	54	65	170	1,75	KHE, Re-Li
31	P.F.	m	42	61	176	1,74	
32	P.A.	w	60	75	165	1,82	KHE
33	P.S.	m	45	84	168	1,93	
34	P.F.	w	43	90	168	2,00	
35	R.E.	m	63	94	170	2,05	schwere Hypertonie
36	R.A.	m	56	70	170	1,81	
37	R.G.	m	85	60	158	1,60	
38	S.T.	w	45	56	156	1,54	
39	S.M.	w	52	62	163	1,66	KHE
40	S.O.	m	67	55	170	1,63	
41	S.J.	m	73	67	167	1,76	mittl. Hypertonie
42	S.A.	m	42	112	172	2,23	CBS
43	S.K.	m	53	80	165	1,88	leichte Hypertonie
44	S.A.	w	28	70	166	1,77	
45	S.F.	m	63	80	172	1,93	KHE Li
46	S.J.	m	58	78	178	1,96	KHE
47	T.K.	m	53	71	174	1,85	leichte Hypertonie Re-Li
48	T.W.	m	55	86	183	2,08	mittl. Hypertonie

Nr.	Pat.	Geschl.	Alter	Gewicht (kg)	Größe (cm)	KO ₂ (m ²)	Diagnose
49	T.B.	m	35	80	167	1,90	
50	V.M.	w	68	59	159	1,60	CBS Re-Li
51	W.A.	m	76	51	165	1,55	CBS Li
52	W.H.	m	63	78	165	1,85	Hypertonie, CBS
53	W.T.	w	68	71	156	1,71	
54	W.K.	m	52	82	168	1,91	
55	W.E.	m	44	68	170	1,78	
56	W.R.	m	58	81	180	2,00	
57	Z.G.	m	52	77	174	1,92	leichte Hypertonie Li
58	Z.F.	m	59	61	165	1,67	mittl. Hypertonie

TABELLE A

Autor	Vergleichs- methode	Objekt	Pat.	n	r	Regressions- gleichung
Baker (1971) (4)	Dye	Mensch	10	21	0,68	$y = 1,06x + 0,52$
Harley (1968) (22)	Dye	Mensch	13		0,68	$y = 0,86x + 2,93$
Judy (1969) (25)	Isot.	Mensch	17	28	0,58	$y = 0,80x + 4,3$
Judy (1970) (25 a)	EMS	Hund	11	214	0,92	$y = 0,91x + 2,1$
Kinnen (1970) (27)	Dye	Mensch	67		0,84	
Kubicek (1970) (33)	EMS	Hund		51	0,94	$y = 0,92x + 2,3$
Martin (1970) (39)	EMS	Hund	6	114	0,68	$y = 0,91x + 4,82$
	Dye	Mensch	7	77	0,56	$y = 0,69x + 42,1$ (SV)
Smith (1970) (55)	Dye	Mensch	8	35	0,87	$y = 0,90x + 15,2$ (SV)
Steigbigel (1970) (58)	Dye	Mensch	11	70	0,58	$y = 0,61x + 2,70$

ABKÜRZUNGEN ZU DEN TABELLEN

HMV	=	Herzminutenvolumen in l/min
SV-I	=	Schlagvolumenindex (ml/m^2 Körperoberfläche)
Imp	=	Messung mittels des Impedanzkardiographie- verfahrens
Th	=	" " der Thermodilution
Isot.	=	" " der Isotopenverdünnungs- methode
EMS	=	" " der elektromagnetischen Flußmessung
Dye	=	" " der Farbstoffverdünnungs- methode
m	=	Mittelwert der Einzelmessungen
min/max	=	Minimal- bzw. Maximalwert in einem Konfi- denzbereich von 95 %
Nr.	=	Patientenkennzahl
Pat.	=	Anzahl der Patienten
n	=	Anzahl der Einzelmessungen (bei Angabe von 2 Zahlen gibt die erste die Anzahl der Impe- danzeinzelmessungen, die zweite die der Thermodilution wieder).
KHE	=	Koronare Herzerkrankung
n.t.Km	=	nutritiv-toxische Kardiomyopathie
Li/Re	=	Links- bzw. Rechtsherzinsuffizienz
CBS	=	chronisch-bronchitisches Syndrom
w / m	=	weiblich / männlich
KO	=	Körperoberfläche

DISKUSSION

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit dem Vergleich dreier HZV-Meßmethoden, von denen die FICK'sche und die Thermodilutionsmethode einen über einen gewissen Zeitraum gemittelten Wert wiedergeben, während bei der Impedanzkardiographie jeder einzelne Schlagvolumenwert bestimmt und dann multipliziert mit der Schlagfrequenz auf das HZV umgerechnet wird. Während bei der FICK'schen Methode das HZV über mehrere Minuten gemittelt wird, geschieht dies bei der Thermodilutionsmethode über einen Zeitraum von ca. 20 Herzaktionen.

Die Messungen mit Hilfe der einzelnen Methoden geschahen bei unserer Versuchsanordnung nicht gleichzeitig, sondern alternierend.

Schon COURNAND betonte die Wichtigkeit des "steady-state" für eine genaue und vergleichbare HZV-Messung, d.h. Messung während eines möglichst gleichbleibenden Zustandes von Atmung und Kreislauf (9). Viele andere Autoren bestätigten dies (21,23,53,62,63). Ein solcher Zustand ist am ehesten unter Grundumsatzbedingungen zu erwarten. Da aber völlige Grundumsatzbedingungen nur im Schlaf anzunehmen sind, sind solche Verhältnisse auch bei weitgehender Vermeidung von psychischen Einflüssen nur approximativ zu erreichen, und selbst größere Schwankungen sind häufig nicht zu vermeiden (23).

Der einzige emotionelle Zustand, der in größerem Umfang untersucht wurde, ist das Angstgefühl. Schon STEAD (1945) konnte bei HZV-Messungen nach FICK (57) bei liegendem Rechtsherzkatheter an ängstlichen Patienten ein bis zu 67 % höheren HZV messen. BRUCE und SHILLINGSFORD (1962) beschrieben HZV-Schwankungen bis zu 40% innerhalb von 30 Minuten bei psychisch beeinflussten Patienten (Farbstoffverdünnungsmethode) (6).

GYUTON stellt die Frage, inwieweit ganz allgemein HZV-Messungen bei invasiven Methoden durch den emotionellen Faktor Angst verfälscht sind (21). HEGGLIN sah bei der Farbstoffverdünnungsmethode, die den Patienten psychisch weniger zu beeindrucken schien, etwas geringere Schwankungen als bei den mit der FICK'schen Methode im Rahmen einer Herzkatheterisierung bestimmten Werte (23). Ganz allgemein konnte er anhand einer Zusammenstellung von HZV-Messungen anderer Autoren mit der Farbstoffverdünnungs- und der FICK'schen Methode zwar eine gute Übereinstimmung der Mittelwerte, jedoch eine erhebliche Schwankungsbreite der Einzelwerte finden. Eine psychische Ausgeglichenheit war also bei Patienten, die sich bereits in einem "Ruhe-steady-state" befanden, durch die notwendigen Punktionen von Vene und Arterie sowie die anderen Manipulationen nicht immer zu bewahren.

Zur direkten FICK'schen Methode seien einige Punkte in die Diskussion gebracht.

So existieren bei ihr einige Fehlerquellen, die selbst bei exakterster Atem- und Blutgasanalyse nicht zu eliminieren sind. Die Fehlerbreite dieser Analysen selbst beträgt 4-5 % und ist damit verhältnismäßig klein. Geringe Fehler können durch Verluste von Sauerstoff am Mundstück bei der Bestimmung des respiratorischen Minutenvolumens entstehen (53). Außerdem wird vorausgesetzt, daß die Sauerstoff-Aufnahme und die AV-Differenz ($AVDQ_2$) in einem weitgehend konstanten Verhältnis zueinander stehen. Es existieren jedoch unzweifelhaft respiratorische Schwankungen der Durchblutung und der AV-Differenz. Selbst durch eine sehr lange Entnahmezeit ist dieser prinzipielle Fehler nicht völlig auszuschließen. Da eine in praxi nicht durchführbare Proportionalität von Entnahmegeschwindigkeit und Durchblutung vorhanden sein müßte, ist eine Mittelwertbildung problematisch. Verschiedene Autoren nennen als Relativfehlerbreite ca. 5 - 10% (28, 53, 62, 63, 65).

Dazu kommt, daß die Sauerstoff-Sättigungen (arithmetisch bemittelt werden, während sie eigentlich entsprechend dem volumetrischen Durchfluß integriert werden müßten (23), wie das bei der Computer-Auswertung der Thermodilutionskurven geschieht. Insgesamt betrachtet, sind diese angeführten Fehlerbreiten für eine biologische Meßmethode gering (28), bedürfen jedoch (z.B. zur Ermittlung des arteriellen und venösen O_2 -Gehaltes) der methodisch schwierigen und zeitlich aufwendigen v.SLYKE-Analyse, der wir uns bedienen.

Wie ganz allgemein bei allen Indikatorverdünnungsmethoden ist die Voraussetzung einer sofortigen, homogenen Mischung auch bei der Thermodilutionsmethode von besonderer Bedeutung. Wir injizierten 10 ml NaCl-Lösung 0,9% von maximal $1,5^{\circ}C$ innerhalb von 3 Sekunden in den rechten Vorhof (proximale Öffnung des SWAN-GANZ-Katheters). Hierbei wird bei der kleinen Seitenöffnung ein kurzzeitiger relativ hoher Einspritzdruck erzielt.

BUCHER und EMMENEGGER (1951) (7) sowie LOCHNER (1953) (36) konnten zeigen, daß sich bei Injektionen von kalter Ringerlösung in eine Vene Temperaturfäden durch das ganze Herz bis in die Pulmonalarterien verfolgen ließen.

SWAN und BECK (1960) berichteten, daß ein Teil des Blutes den rechten Ventrikel auf einem kurzen Weg direkt von der Tricuspidal- zur Pulmonalklappe durchfließt, während das Blut in der Herzspitze nur allmählich ausgeworfen wird, und sich nur unvollständig mit dem rascher durchströmenden Blut vermischt (61).

Die Summation der Indikatorverteilung aus der laminaren Strömung in den Gefäßen und der Turbulenz in den Herzhöhlen erzeugen aber eine Konzentrationskurve, deren abfallender Schenkel praktisch exponentiell ist, d.h. als ob sich der Indikator auf seinem Weg vom Injektions- zum Registrier-Ort homogen mit dem in diesem Kreislaufabschnitt enthaltenen Blut vermischen würde (23).

HEGGLIN bezeichnet dies eine pseudohomogene Mischung. Andere Autoren konnten jedoch für die praktische Anwendung der Thermodilution eine ausreichende Durchmischung feststellen. Diese ist bei Injektion in den rechten Vorhof und bei Messung in der Pulmonalarterie durch die Passage des Indikators durch zwei Herzhöhlen gewährleistet (5, 15, 28, 43).

Der Einfluß der durch den Herzschlag hervorgerufenen Strömungspulsation ist gering. Während der Atmung zeigt die Temperaturkurve in der Pulmonalarterie langsamere, atemsynchrone Veränderungen. Sie werden durch den diskontinuierlichen, venösen Rückfluß (64) und nicht wie früher angenommen, durch einen Kühlungseffekt der Lunge hervorgerufen. Die Veränderungen belaufen sich auf Werte unter $0,05^{\circ}\text{C}$, und lassen sich bei der Einstellung zum Temperatur-Null-Abgleich vor jeder Messung am Gerät unter Ruhebedingungen ausgleichen. Unter Belastung gelingt dies jedoch viel schwieriger. Es mußte damit eine höhere Fehlerbreite in Kauf genommen werden.

Ein nicht zu unterschätzender Einfluß ist dem Wärmeaustausch zwischen dem Blut und dem umgebenden Gewebe einerseits und der Injektionslösung, der Injektions-spritze und dem Injektionskatheter andererseits zuzusprechen. Bei Verwendung des SWAN-GANZ-Katheters mit dem HZV-Computer-Meßgerät ist eine Korrekturkonstante in die Berechnung miteinbezogen (16), die auch das "wirksame Injektionsvolumen" (56) berücksichtigt. Das "wirksame Injektionsvolumen" entspricht der wahren, zur Durchmischung gelangenden Quantität, d.h. Injektionsvolumen abgezogen des im Katheter verbleibenden Restvolumens. Um eine Vorkühlung des vorbeiströmenden Blutes durch eine im Katheter verbliebene Injektionslösung zu vermeiden, wurde nach jeder Injektion genügend Blut aspiriert (43).

Ein Einfluß auf die primäre Kälteverdünnungskurve durch eine Rezirkulation besteht nicht. Das Blut wird im Kapillargebiet der Lunge und des großen Kreislaufs wieder auf

die Ausgangstemperatur erwärmt (52). Außerdem ist die Integrationszeit beim in der Pulmonalarterie liegenden Thermistor so kurz, daß eine eventuelle Rezirkulation ohne Auswirkung auf das Flächenintegral bleibt (16, 43).

Die sachgerechte Injektionstechnik hängt mit von der Fertigkeit des Untersuchers ab. Eine fehlerhafte manuelle Injektionstechnik oder eine z.T. schwierige Einstellung beim Temperatúrausgleich gerade bei Messungen während Belastung halten wir für die wohl wichtigsten Gründe von ungenauen Meßergebnissen.

Eine weitere wichtige Fehlerquelle kann unserer Erfahrung nach das Anliegen des Thermistors an eine Gefäßwandung sein, was besonders bei zu peripherer Lage der Katheterspitze auftritt. Um eine möglichst gleichmäßige Umspülung des Temperaturfühlers zu gewährleisten, wurden Injektionen nur bei herznaher Position des Thermistors in einem größeren Pulmonalarterienast durchgeführt (17).

Die Ableitung der Berechnungsformel der Impedanzkardiographie für das Schlagvolumen ist auf S. 10 angeführt. Sie wurde durch KUBICEK (30) weiterentwickelt, der für die Impedanzänderungen ΔZ den Wert dZ/dt (max.) $\cdot T$ einsetzte. Die endgültige Formel, nach der auch wir das Schlagvolumen bestimmten, war dann:

$$SV = \frac{L^2}{Z_0} \cdot \frac{dZ}{dt} \cdot t$$

Die elektrische Stromverteilung im lebenden Gewebe ist bestimmt durch die spezifischen Widerstände der verschiedenen Gewebs- und Flüssigkeitsanteile. GEDDES und BAKER (1967) stellten eine Liste der verschiedenen spezifischen elektrischen Widerstände menschlicher und tierischer Gewebsanteile zusammen, bei der für mensch-

liches Blut der Wert $p = 150 \text{ Ohm} \cdot \text{sec.}$ (bei $37,5^{\circ}\text{C}$, 41 % Hkt und 100 kHz) angeführt wurde (19). Diesen Durchschnittswert benutzten auch KUBICEK und andere Autoren zu ihren Berechnungen. Wir verwendeten als Konstante einen Wert von $135 \text{ Ohm} \cdot \text{sec.}$, ein Wert, der von POMERANTZ (46) angegeben wurde und der auch vom Gerätehersteller empfohlen wird. LUEPKER konnte nachweisen (37), daß der Einfluß des Hämatokrits auf ρ zu vernachlässigen ist; ausgenommen sind Extremfälle wie schwere Anämie oder Zustände nach Übertransfusionen.

Die Länge L geht in Quadrat in die Formel ein. Nach POMERANTZ (46) nahmen wir den kürzesten Abstand der Elektroden 2 und 3, der naturgemäß immer über dem Sternum gemessen wurde. Der Abstand wurde am ruhenden, liegenden Patienten vor und nach der Untersuchung bestimmt. Inwieweit L sich während der Belastung änderte, z.B. durch leichte Streckung im HWS- bzw. BWS-Bereich, war nicht bestimmbar.

Hierbei ist zu bedenken, daß bereits eine Differenz von 2 cm deutlich veränderte Ergebnisse verursachen würde. L bleibt unter Belastung also immer ein approximativer Wert.

Die Kurvenbilder der ersten Ableitung dZ/dt zeigten während der submaximalen Belastung oftmals erhebliche Verformungen, die mitunter eine Berechnung von dZ/DT (max) und t unmöglich machten (s. Abb. 11a). Verantwortlich dafür war die Unfähigkeit einiger Patienten, während Belastung auch nur kurzzeitig mit dem Atmen auszusetzen, und darüberhinaus die allgemeine Motilität während des Arbeitsversuches.

Es existieren keine absoluten Normwerte der thorakalen, elektrischen Impedanz Z_0 . POMERANTZ (45) nimmt einen Bereich von $25,0 \pm 5 \text{ Ohm}$ für den Erwachsenen als Norm an. Patienten mit einem Emphysem scheinen wegen des größeren Luftgehaltes in den Lungen und der

bekannten schlechten Leitfähigkeit der Luft ein höheres Impedanzniveau zu haben. Eine feste Korrelation von Z_0 zu Körper- oder Thoraxlänge bzw. Durchmesser konnten wir ebenso wie andere Autoren nicht finden (45). Ebenso wie HARLEY konnten wir die verschiedenen Kurvenbilder der ersten Ableitung von Z keiner Variante des Körpers (insbesondere des Halses, des Thoraxes oder des oberen Abdomens, bzw. bei besonders dicken oder schlanken Patienten) oder einer krankhaften Veränderung zuordnen (22,24). Ausgenommen sei davon die von KUBICEK diskutierte Wertigkeit des R-Z-Intervalls als Hinweis für den Kontraktilitätszustand des Myokards (33) (s. Abb. 6a). Die Bedeutung dieser Parameter war jedoch nicht Gegenstand dieser Arbeit.

Um den Einfluß der Atemexkursionen auf ein nulllinienstabiles Kurvenbild zu eliminieren, ließen wir die Patienten im Zustand der Expiration eine gewisse Zeit den Atem anhalten (für ca. 6 - 10 Herzaktionen). Es ist die Frage, ob dieses Manöver ohne wesentlichen Einfluß auf die Schlagvolumengröße ist. Durch die temporäre Apnoe kommt es durch reflektorische und mechanische Regulationsvorgänge zu einer Veränderung des HZV: Da die gerade unter Belastung gesteigerte Atmung wie eine Druck-Saug-Pumpe wichtige Funktionen bezüglich des venösen Blutrückstromes zum Herzen zu erfüllen hat - GAUER bezeichnet diese Funktion der Atmung als "akzessorisches Herz" (18) - ist während der nach dieser Methode durchgeführten Messungen eine Verminderung des HZV zu erwarten.

Dieses physiologische Verhalten des HZV während eines willkürlichen Apnoe-Manövers dürfte die wichtigste Ursache für die unter Belastung deutliche Diskrepanz der Meßwerte darstellen: Während bei der Messung mit der Thermodilutionsmethode der erwähnte Einfluß der Atmung

erhalten bleibt, ist bei den während Apnoe gewonnenen Messungen mit der Impedanzkardiographie ein gerade unter Belastung kleinerer Meßwert zu erwarten. Dies erklärt z.Zt. den flachen Verlauf der Regressionskurve im Bereich von hohen Herzzeitvolumina.

Die Elektrodenplatzierung ist nicht verläßlich standardisierbar. Die 3. Elektrode ist in Höhe des Xyphoids anzulegen; dieser Ort ist bezogen auf die Aorta anatomisch variabel. Die Einbeziehung der Länge L in die Formel soll dies ausgleichen. Ein Verschieben der beiden Elektroden 3 und 4 nach weiter cranial ist bei Frauen wegen des Unterrandes der Mammae nicht möglich. LUEPKER diskutiert, inwieweit bei dieser Elektrodenanordnung ein störender Einfluß auf die transthorakale Impedanz seitens des oberen Abdomens besteht (37).

In Tab. A sind mehrere Autoren angeführt, die bereits HZV-Vergleichsmessungen zwischen Impedanzkardiographie und anderen Methoden durchführten. Als Vergleichsmethoden wurden jedoch weder das direkte FICK'sche Prinzip noch das Thermodilutionsverfahren angewandt. Lediglich KINNEN benutzte die FICK'sche Methode bei einem Teil der untersuchten Patienten, um die Genauigkeit der angewandten Farbstoffverdünnungsmethode zu überprüfen (27). Bei 27 Patienten fand er einen hohen Korrelationskoeffizienten von $r = 0,95$.

Drei Untersucher (JUDY, KUBICEK, MARTIN) verwendeten die operative, elektromagnetische Strömungsmessung (EMS), die als SV-Messung am ehesten methodisch mit der Impedanzkardiographie zu vergleichen ist (25 a, 33, 39). Die Vergleichsmessungen wurden jedoch nur an Hunden durchgeführt. JUDY und KUBICEK fanden hohe und annähernd gleiche Korrelationskoeffizienten, nämlich 0,92 bzw. 0,94. Die entsprechenden Regressionsgleichungen waren $y = 0,91 x + 2,1$ bzw. $y = 0,92 x + 2,3$.

Zum Teil lassen sich diese guten Ergebnisse durch die günstigen Versuchsbedingungen wie Messung in Narkose bei genau steuerbare künstlicher Beatmung erklären. Außerdem wurde ein Mehrfaches an Einzelmessungen zu den Berechnungen verwandt, wobei auch Ergebnisse nach Stimulation mit Adrenalinderivaten und anderen Stoffen einbezogen wurden.

Als Vergleichsmethode beim Menschen wurden nur Indikatorverdünnungsmethoden angewandt. Außer bei JUDY (25), der die Radioisotopenverdünnungsmethode benutzte, handelte es sich ausschließlich um die Farbstoffverdünnungsmethode. Die Korrelationskoeffizienten schwanken zwischen 0,56 und 0,87. Außer bei KINNEN handelt es sich um Patientenkollektive zwischen 7 und 13 Personen (27). Hierbei wurden von BAKER, HARLEY, MARTIN und STEIGBIGEL ein Korrelationskoeffizient von 0,56 bis 0,68 ermittelt (4, 22, 39, 58). Bei einer Patientenzahl von 67 fand KINNEN einen deutlich höheren Korrelationskoeffizienten von 0,84. Bei $n = 57$ bzw. 56 Patienten fanden wir im Vergleich Impedanzkardiographie mit direktem FICK'schem Prinzip einen Koeffizienten von 0,63, und im Vergleich mit der Thermodilutionsmethode einen von 0,68.

Sofern angegeben, lag der Quotient von Impedanzkardiographie zur Indikatorverdünnungsmethode immer größer als 1. SMITH (55) sah im Vergleich zur Farbstoffverdünnungsmethode insgesamt ca. 10% höhere Impedanzkardiographie-Werte, HARLEY gibt einen Quotienten von 1,34 (Dye), JUDY einen von 1,31 (Isotopen) und KUBICEK einen Quotienten von 1,18 an (22, 25, 33). Hierbei mag wohl der höhere $\varnothing$ -Wert von 150 Ohm-sec eine Rolle spielen. Wir verwendeten in unseren Berechnungen einen $\varnothing$ -Wert von 135 Ohm-sec. Wir fanden bei unseren Untersuchungen einen Quotienten von 0,95 beim Vergleich Impedanzkardiographie mit der direkten FICK'schen Methode, bzw. einen Quotienten von 0,93 beim Vergleich mit der Thermodilution.

JUDY berechnete das SV mit g -Werten, die er nach dem HKT-Wert des Patienten veränderte. Der Mittelwert lag bei 154 Ohm-sec, signifikant genauere SV-Werte konnte er jedoch nicht feststellen (25).

Die meisten Untersucher berechneten das HZV nach der modifizierten Formel von KUBICEK (32), d.h. anstatt ΔZ wurde der aus der ersten Ableitung abzulesende Wert $dZ/dt_{\max}$ verwandt. Lediglich HARLEY und KINNEN setzten den von KUBICEK anfangs zitierten, extra-polierten Wert von Z in die Berechnungsformel ein.

Bei den in Tab. A angegebenen untersuchten Patienten handelt es sich durchweg um gesunde oder leicht erkrankte Menschen. Die von HARLEY in seiner Arbeit angegebene niedrige Korrelation von $r = 0,27$ für ein Patientenkollektiv ($n = 27$) von Herzkranken wurde bewußt nicht zitiert, da es sich zum großen Teil um Patienten mit Herzklappenerkrankungen handelt. Diese wurden von uns in unsere Messungen nicht einbezogen.

Im Vergleich zu Ruheuntersuchungen ist die Zahl der Arbeiten, die sich mit der impedanzkardiographischen Bestimmung des HZV unter Belastungsbedingungen befassen, wesentlich geringer. Aus methodischen Gründen haben die meisten Autoren Messungen erst unmittelbar nach der Belastung durchgeführt, um Bewegungsartefakte und respiratorische Schwankungen des Kurvenverlaufes zu reduzieren (4, 25, 30). Andere Autoren umgingen die Schwierigkeiten der Auswertung des Kurvenbildes unter Belastung, indem sie eine medikamentös induzierte Steigerung des Herzzeitvolumens - z.B. durch Isoprote-renol-Infusionen - hervorriefen (25 a, 39). Ihre Ergebnisse sprechen dafür, daß die Impedanzkardiographie ein verlässlicher Indikator für relative Änderungen des HZV darstellt. Eine exakte, statistische Auswertung der unter "Belastung" gewonnenen Meßergebnisse liegt für keine der zitierten Arbeiten vor. Ein Vergleich mit unseren

Ergebnissen aus den Belastungsmessungen ist deshalb nicht möglich.

Aus Abbildung 7 geht hervor, daß bei unseren Messungen Veränderungen des HZV sowohl mit der Thermo-dilution als auch mit der Impedanzkardiographie zuverlässig erfaßt werden können. Jede Änderung des HZV, gemessen mit der Thermodilutionsmethode geht einher mit einer gleichsinnigen Änderung des mit der Impedanzkardiographie gemessenen Wertes. Diese Gleichsinnigkeit des HZV-Verhaltens unter Belastung konnte ohne Ausnahme bei allen 48 untersuchten Patienten gesehen werden. Es wurde ein $\tan \alpha$ von 0,88 (bei x = Thermo-dilution und y = Impedanzkardiographie) errechnet. Die Möglichkeit, mit Hilfe der Impedanzkardiographie relative Änderungen des HZV anzuzeigen, also einen Trend zu signalisieren, ist z.B. von Bedeutung bei der Überwachung von Patienten auf einer Intensivstation, insbesondere in der Frühphase des Myokardinfarktes.

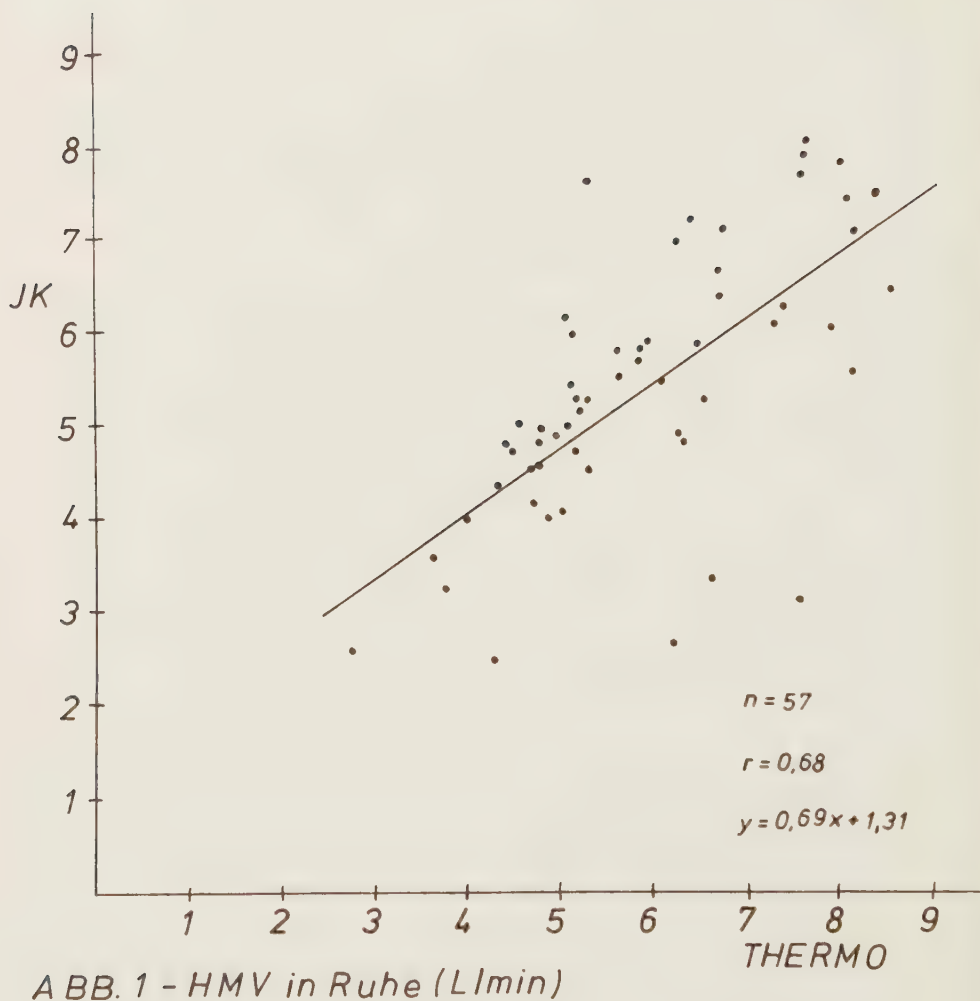
In all den Fällen, wo es auf eine zuverlässige Bestimmung des Absolutwertes des HZV ankommt, kann die Impedanzkardiographie nur einen approximativen Wert liefern. Die gefundenen Korrelationskoeffizienten von 0,63 für den Vergleich Impedanzkardiographie mit der FICK'schen Methode bzw. 0,68 für den Vergleich mit der Thermodilution reichen für eine präzise Bestimmung des Ruhe-HZV nicht aus.

Dasselbe gilt für die HZV-Bestimmung unter Belastung, wo ein Korrelationskoeffizient von 0,63 ebenfalls als nicht ausreichend zu bewerten ist. Hingegen liefert die Impedanzkardiographie in denjenigen Situationen wertvolle Informationen, wo es weniger auf die Kenntnis des Absolutwertes als auf relative Änderungen in Bezug auf einen Ausgangswert ankommt. In dieser Hinsicht stellt die Impedanzkardiographie eine wesentliche Bereicherung in der Klinischen Diagnostik dar.

ZUSAMMENFASSUNG

1. Es wurde eine Methode der unblutigen Herzzeitvolumenmessung beschrieben. Ihre Verlässlichkeit unter klinischen Bedingungen wurde mit Hilfe zweier Standard-Verfahren überprüft: Dem direkten FICK'schen Prinzip und der Thermodilutionsmethode.
2. Zur Auswertung der Thermodilutionskurven verwendeten wir ein neues, computerisiertes Auswertungsverfahren und stellten die gewonnenen Ergebnisse dem FICK'schen Prinzip gegenüber. Dabei ergab sich eine befriedigende Korrelation von $r = 0,87$ bei 56 untersuchten Patienten.
3. Bei 56 Patienten wurde die Impedanzkardiographie mit dem FICK'schen Prinzip unter Ruhebedingungen verglichen. Es ergab sich ein Korrelationskoeffizient von $r = 0,63$. Eine etwas bessere Korrelation ($r = 0,68$) fanden wir bei 57 Patienten beim Vergleich der Impedanzkardiographie mit der Thermodilutionsmethode, ebenfalls unter Ruhebedingungen.
4. Bei 48 Patienten wurde zusätzlich eine Bestimmung des Herzzeitvolumens mit der Impedanzkardiographie und der Thermodilutionsmethode unter Belastungsbedingungen im "steady-state" durchgeführt ($r = 0,63$).
5. Jede Änderung des Herzzeitvolumens, gemessen mit der Thermodilutionsmethode, geht einher mit einer gleichsinnigen Änderung des mit der Impedanzkardiographie gemessenen Wertes. Bei allen 48 Patienten konnten relative Änderungen des Herzzeitvolumens zuverlässig mit Hilfe der Impedanzkardiographie erfaßt werden.
6. Die Impedanzkardiographie bietet dem klinisch tätigen Arzt die Möglichkeit einer zuverlässigen Trendbestimmung des Herzzeitvolumens.

A B B I L D U N G E N



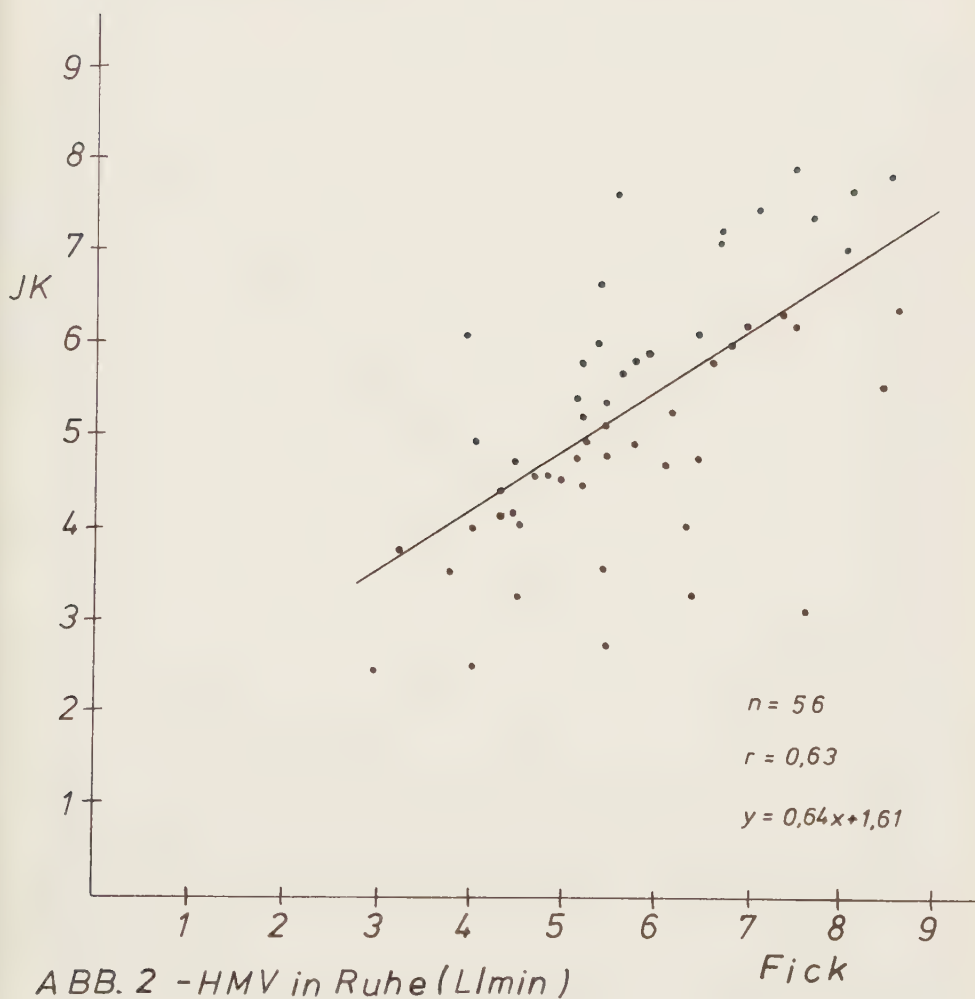
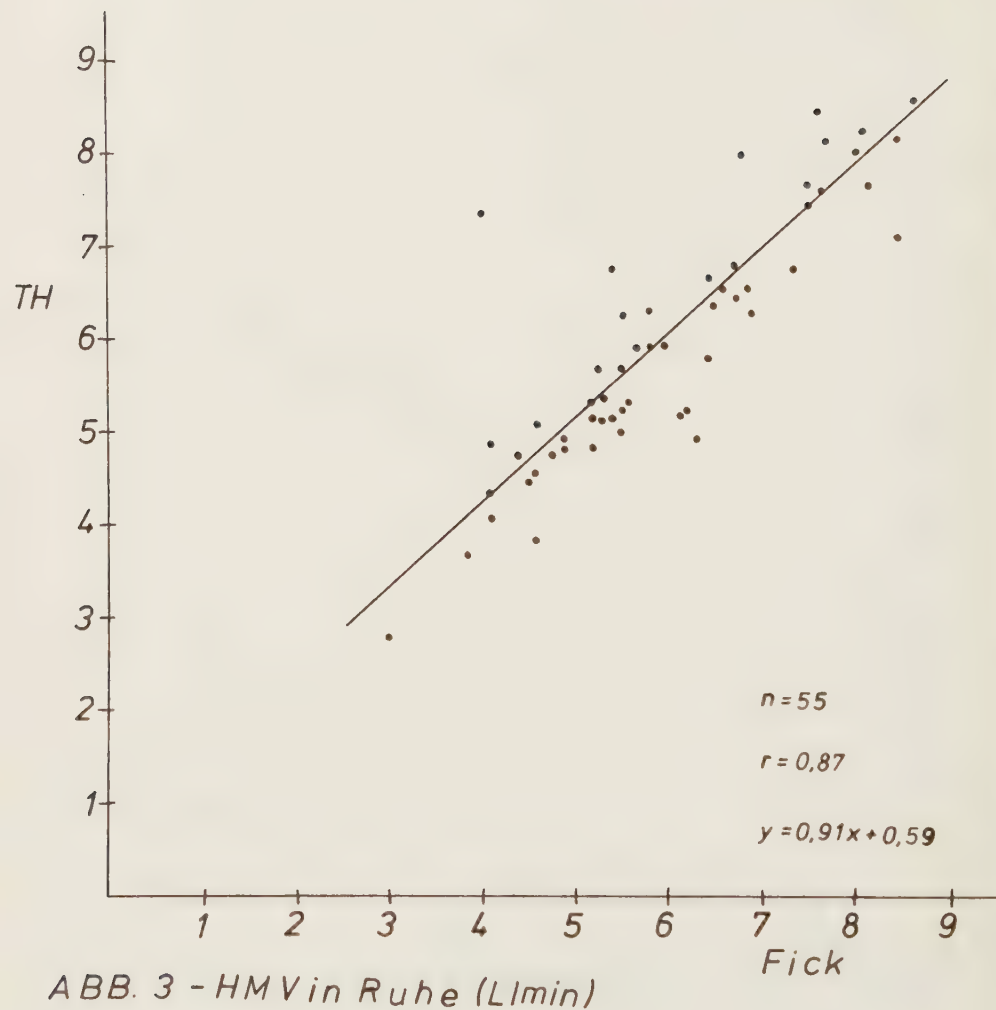


ABB. 2 - HMV in Ruhe (L/min)



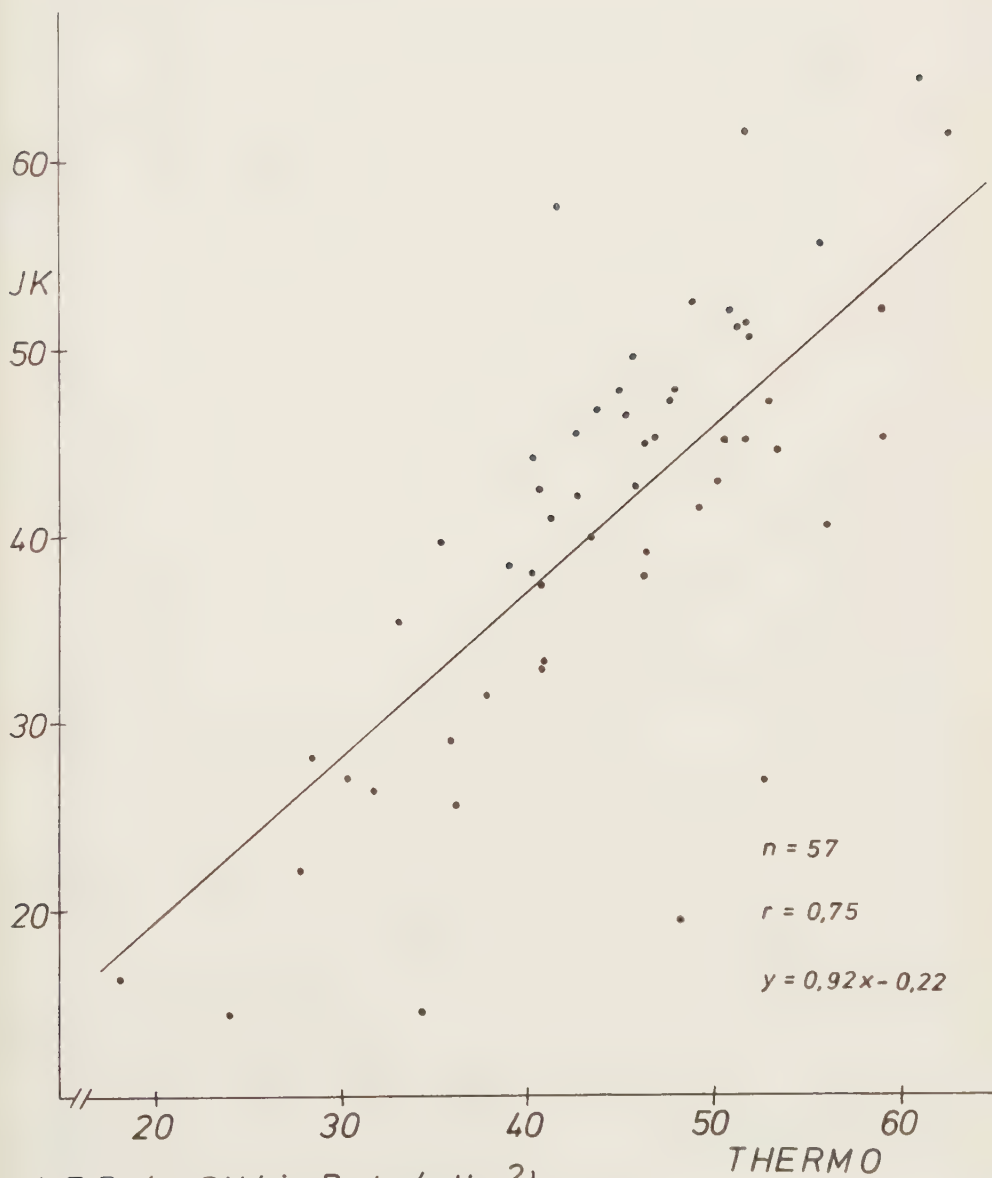
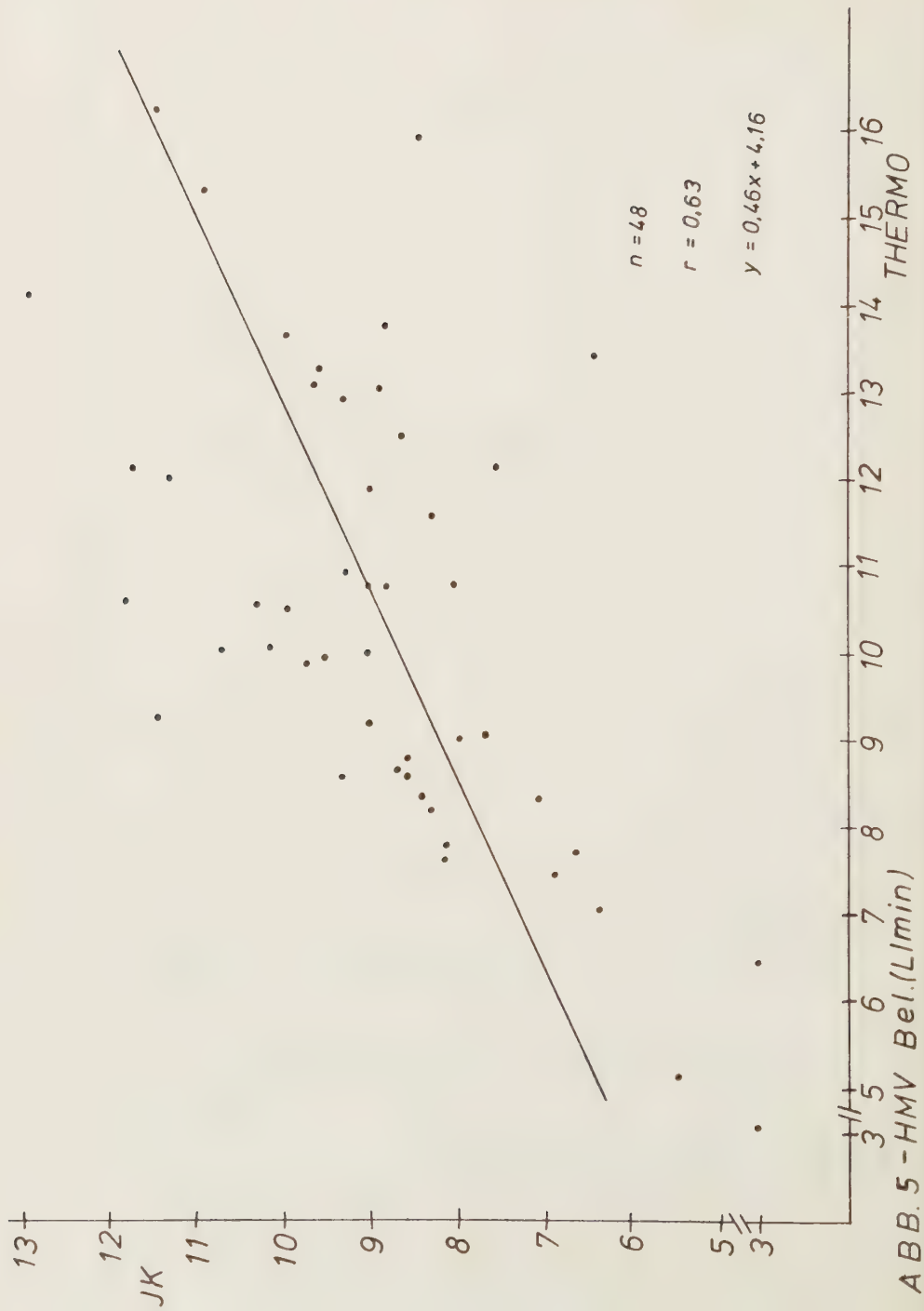


ABB. 4 - SVJ in Ruhe (ml/m²)



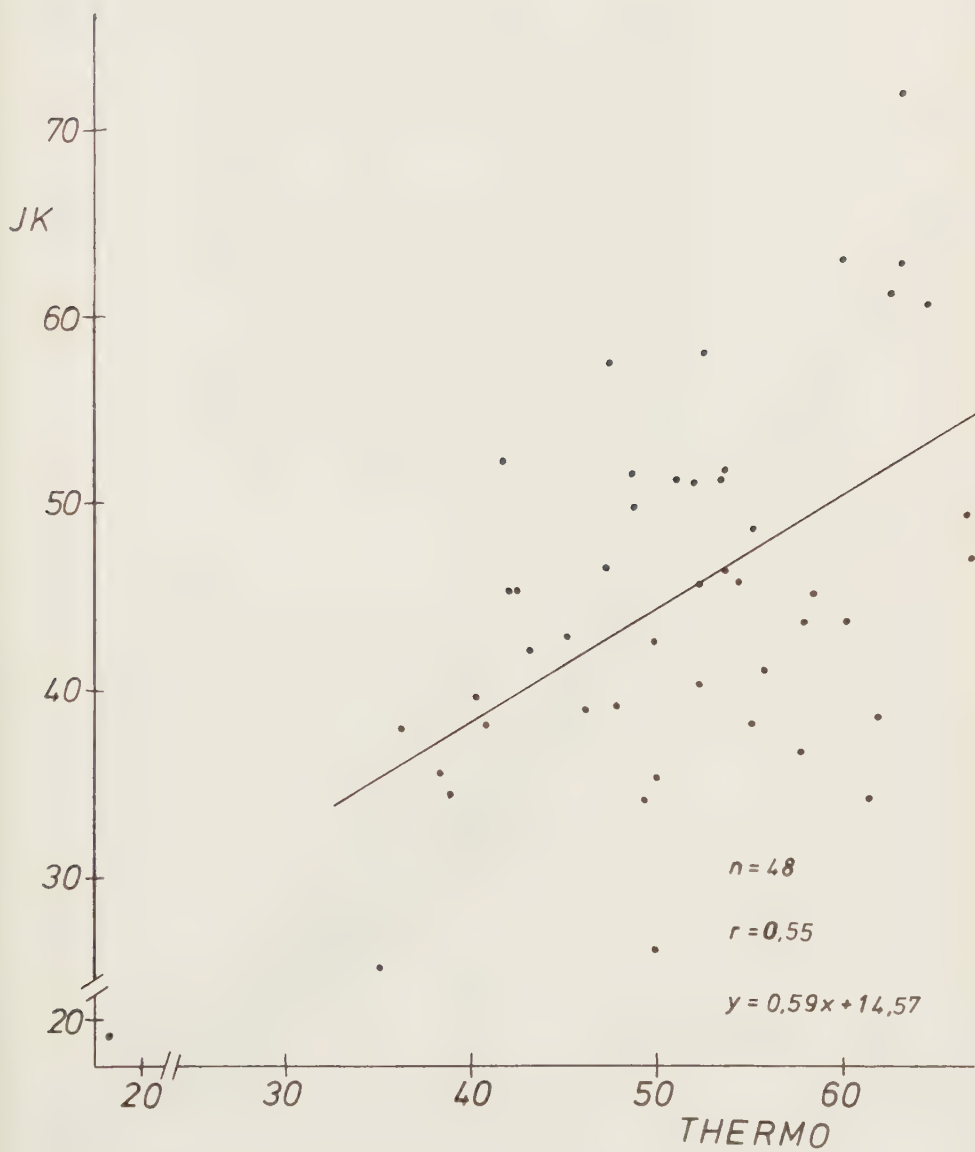


ABB. 6 - SVJ Bel.(ml/m²)

13

JK

12

11

L/min

9

8

7

6

5

4

3

3

4

5

6

7

8

9

10

11

12

13

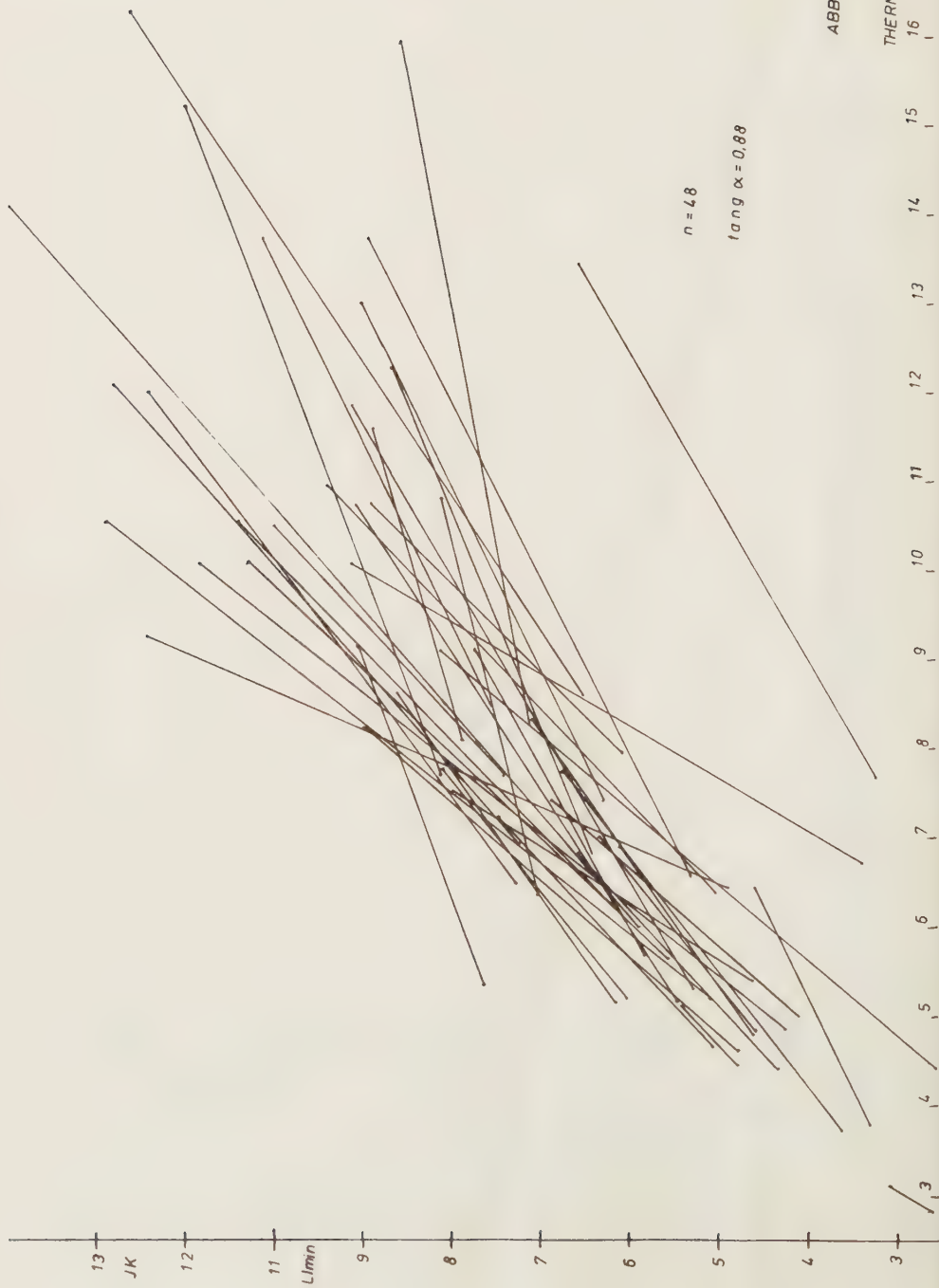
14

15

16

ABB-7

THERMO

 $n = 48$ $\tan \alpha = 0.88$ 

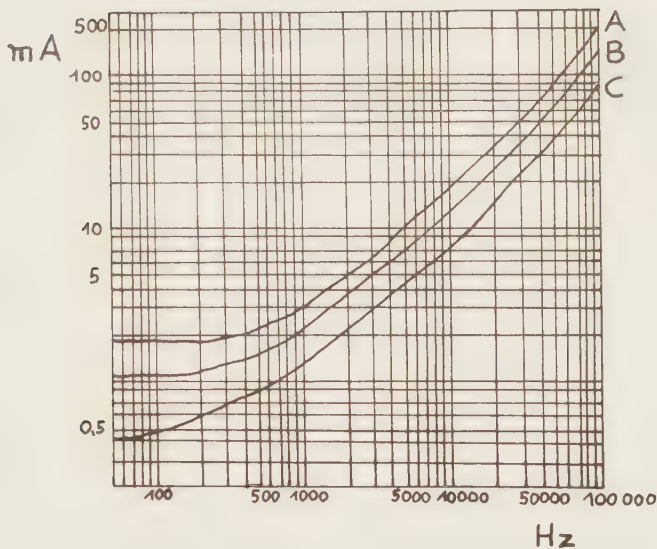


ABB. 1a

Abhängigkeit der Frequenz (Hz) zur Wahrnehmung von elektrischen Strom (mA) bei in Händen gehaltenen Elektroden. Aus DALZIEL C.F.: Ire.Trans.Med.

Electron. 5(1956) 48.

Wahrnehmungsschwelle

$$A = 99,5 \%$$

$$B = 50,0 \%$$

$$C = 0,5 \%$$

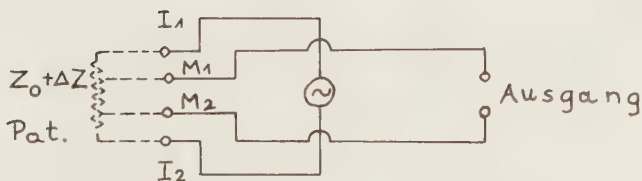


ABB. 2a

Grundaufbau eines tetrapolaren Impedanzmeßsystems

I_1 / I_2 = stromführende Elektroden

M_1 / M_2 = Abnehmerelektroden

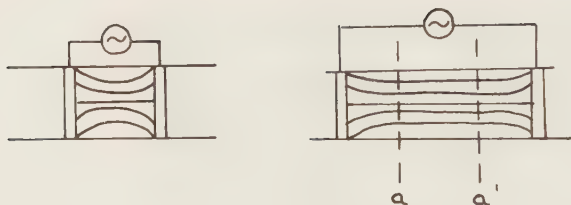


ABB. 3a

Erklärung siehe Text

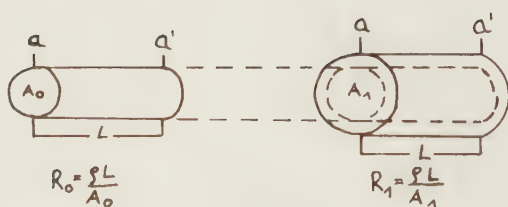


ABB. 4a

Erklärung siehe Text

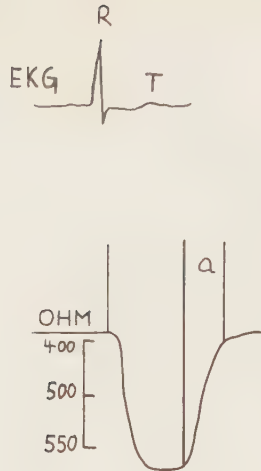


ABB. 5a

Direkt abgeleitetes Impedanzkardiogramm linksventrikulär
aus GEDDES L.A. et al.: Cardiovasc. Res.Center Bull.

4(1966)118

a = Phase der raschen Füllung

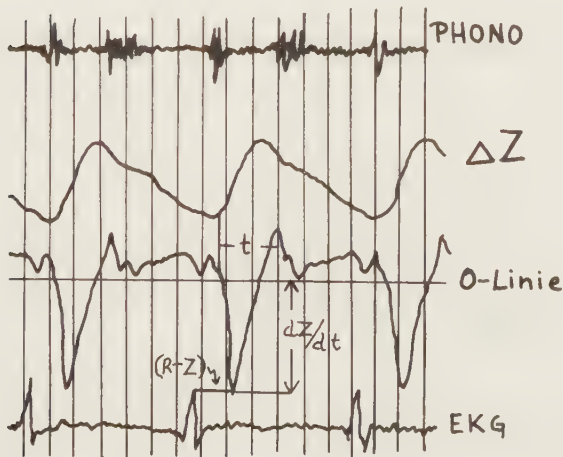


ABB. 6a

Registrierung der ersten Ableitung dZ/dt . Der
maximale Anstieg ist hier negativ geschrieben.
aus Kubicek W. (33).

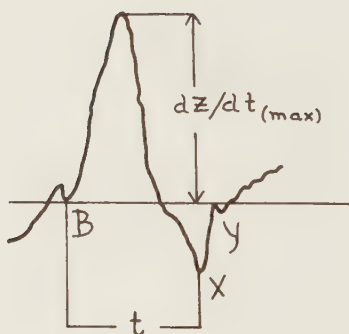


ABB. 7a

Kurvenbild der ersten Ableitung dZ/dt mit Darstellung der einzelnen Punkte und Abschnitte.

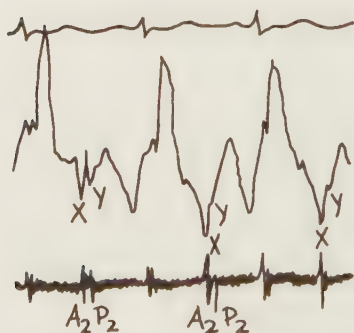


ABB. 8a

Beziehung der Punkte X und Y zu den Herztönen (normales Kind). Aus Lababidi (35).

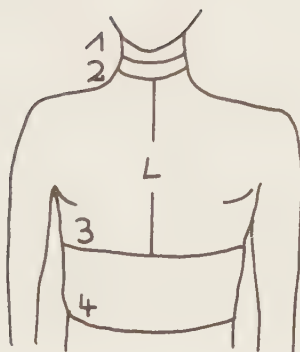


ABB. 9a

Schema zum Anlegen der Elektroden

1. Th

2. EKG

3. Phono

4. Pa

5. ZVD

6. dZ/dt

ABB. 10a

5mm/sec

Originalkurvenbild eines Patienten.

Kanal 1 zur Schreibung der Thermodilutionskurve.

Pa = Pulmonalartereindruck: 0 = Null-Linie



50mm/sec

ABB. 11a

Originalkurvenbild eines Patienten (Nicht auszuwertendes Kurvenbild der ersten Ableitung dZ/dt). In Kanal 1 wurde EKG mitgeschrieben.

LITERATUR

1. Allison, R.D.:
The Potential Role Of Impedance Plethysmography
In Aerospace Medicine. Final Progress Report -
NASA Contract 9-4500 (1970) Cr 101965, Pg 422.
2. D'Arsonval, A.:
Influence de la fréquences sur les effets
physiologique de courants alternatifs.
Comptes Rendus 116 (1893) 630.
3. Atzler, E., G. Lehmann:
Über ein neues Verfahren zur Darstellung der Herz-
tätigkeit (Dielektrographie). Arbeitsphysiologie
6 (1932) 636.
4. Baker, L.E., W. V. Judy, L.A. Geddes,
F.M. Langley, D.W. Hill:
The Measurement Of Cardiac Output By Means Of
Electrical Impedance. Cardiovascular Research
Center Bulletin Vol. IX, 4 (1971) 135.
5. Branthwaite, M.A., Bradley, R.D.:
Measurement Of Cardiac Output By Thermal Dilution
In Man. J. Appl. Physiol. 24 (1968) 434.
6. Bruce, T.A., Shillingsford, J.P.:
The Normal Resting Cardiac Output Serial Determi-
nation By A Dye Dilution Method.
Brit. Heart J. 24 (1962) 69.
7. Bucher, K., Emmenegger, H.:
Besonderheiten der Lungendurchblutung.
Arch. Kreisl.Forsch. 18 (1951) 94.

8. C e r r e t e l l i , P. , P i i p e r , J. :
Determinazione della gettata cardiaca col metodo
della termodiluzione. Arch. Fisiol. 72 (1963) 13.
9. C o r n a n d , A. , R i l e y , R. L. , B r e e s ,
E. S. , B a l d w i n , E. D. F. , R i c h a r d s j u n .
D. W. :
Measurement Of Cardiac Output In Man Using The
Technique Of Cardiac Catheterisation.
J. Clin. Invest. 24 (1945) 106.
10. D o c u m e n t a G e i g y - Wissenschaftliche
Tabellen. 6. Aufl. Basel (1962).
11. D o e r i n g , W. , K ö n i g , E. , K r o n s k i , D. ,
H a l l , D. :
Bestimmung der Kenngrößen von β -Methyldigoxin mit
dem Einschwemmkatheterverfahren und nicht invasiven
Methoden. Deutsch. Med. Wschr. 48 (1973) 2274.
12. F e g l e r , G. :
Measurements Of Cardiac Output In Anesthetised
Animals By A Thermodilution Method.
Quart. J. Exptl. Physiol. 39 (1954) 153.
13. F i c k , A. :
Über die Messung des Blutquantums in den Herzven-
trikeln. Sitz. Ber. d. Phys. Med. Ges. Würzburg (1870) 16.
14. F o r r e s t e r , J. S. , G a n z , W. , D i a m o n d ,
G. , M c H u g h , T. , C h o n e t t e , D. W. , S w a n ,
H. J. C. :
Thermodilution Cardiac Output Determination With A
Single Flow-Directed Catheter. Americ. Heart J. 83
(1972) 306.

15. F r o n e k , A., G a n z , V. :
Measurements Of Flow In Single Blood Vessels In-
cluding Cardiac Output By Local Thermodilution.
Circ.Res. 8 (1960) 175.
16. G a n z , W., S w a n , H.J.C.:
Measurement Of Blood Flow By Thermodilution .
Amer. J. Cardiol. 29 (1972) 242.
17. G a n z , W. :
Persönliche Mitteil. (1974)
18. G a u e r , O.H.:
"Kreislauf des Blutes" in Trautwein W., G a u e r ,
O.H., K o e p c h e n , M.P.: Herz und Kreislauf,
Verlag Urban und Schwarzenberg, München-Berlin-Wien
(1972).
19. G e d d e s , L.A., B a k e r , L.E.:
Principles Of Applied Biomedical Instrumentation.
John Wiley and Sons, New York, N.Y. (1968) pg.150-205.
20. G r o l l m a n n , A.:
The Cardiac Output In Health And Disease.
Springfield Illinois: Charles C.Thomas (Publ.) (1932).
21. G u y t o n , A.C., J o n e s , C.E., C o l e -
m a n , T.G.:
Circulatory Physiology: Cardiac Output And Its
Regulation. W.B. Saunders Comp.(1974) Philadelphia, P.A.
22. H a r l e y , A., G r e e n f i e l d , J.C.:
Determination Of Cardiac In Man By Means Of Impe-
dance Plethysmography. Aerospace Med.39 (1968) 248.

23. H e g g l i n , R., R u t i s h a u s e r , W.,
K a u f m a n n , G., L ü t h y , E., S c h e u , H.:
Kreislaufdiagnostik mit der Farbstoffverdünnungsmethode.
Georg-Thieme-Verlag Stuttgart (1962).
24. H o f f e r , E.C., M e a d o r , C.K., S i m p -
s o n , D.C. :
A Relationship Between Whole Body Impedance And
Total Body Water Volume. Ann. N.Y. Acad. Sci. 170
(1970) 452.
25. J u d y , W.V., L a n g l e y , F.M., M c C o w e n ,
K.D., S t i n n e t t , D.M., B a k e r , L.E.,
J o h n s o n , P.C.:
Comparative Evaluation Of The Thoracic Impedance And
Isotope Dilution Methods For Measuring Cardiac Output.
Aerospace Med. 40 (1969) 532.
- 25 a. J u d y , W.V., L a n g l e y , F. M. , M c C o w e n ,
D.L., B a k e r , L.E.:
Comparative Evaluation Of The Thoracic Impedance
And Electromagnetic Flow Probe Method For Measuring
Cardiac Output. Final Progress Report - NASA Contract
9-4500 (1970) CR 101965, pg 301.
26. K e n n e l l y , A.E., A l e x a n d e r s o n , E.F.W.:
The Physiological Tolerance Of Alternating Current
Strengths Up To Frequencies Of 100 Kilocycles Per
Second. Electron. World 50 (1910) 154.
27. K i n n e n , E.:
Cardiac Output From Transthoracic Impedance Vari-
ations, Review Of Experience With Heart Patients.
Final Progress Report - NASA Contract 9-4500 (1970),
CR 101965, pg. 385.

28. K o c h s i e k , K. :
Die theoretischen Grundlagen von Farbstoff- und
Thermoverdünnungskurven.
Aus: Kramer, K. Kirchhoff, H.W (Hg.): Anwendung
densitometrischer, thermischer und radiologischer
Methoden in der Klinik. 2.Oxymetrie-Symposium (1969)
pg. 1. G.Thieme-Verlag Stuttgart.
29. K u b i c e k , F. :
Bemerkungen zum methodischen Vorgehen beim ergo-
metrischen Arbeitsversuch. Wien. Klin. Wschr. 84
(1972) 522.
30. K u b i c e k , W.G., K a r n e g i s , N.J.,
P a t t e r s o n , R.P., W i t s o e , D.A.,
W a t t s o n , R.H. :
Development And Avaluation Of An Impedance Cardiac
Output System. Aerospace Med. 37 (1966) 1208.
31. K u b i c e k , W.G., W i t s o e , D.A., P a t t e r -
s o n , R.P., M o s h a r r a f a , M.A., K a r n e -
g i s , J.N., F r o m , A.H.L. :
Development And Evaluation Of An Impedance Cardio-
graphic System To Measure Cardiac Output. NASA Report-
Contract No. NAS 9-4500 (1967) CR 92220.
32. K u b i c e k , W.G., P a t t e r s o n , R.P.,
W i t s o e , D.A. :
Impdance Cardiography As A Noninvasive Method Of
Monitoring Cardiac Function And Other Parameters
Of The Cardiovascular System. Ann. N.Y. Acad.Sci.
170 (1970) 724.
33. K u b i c e k , W.G., F r o m , A.H.L., P a t t e r -
s o n , R.P., W i t s o e , D.A., L i l l e h e i ,
R.C., E r s e k , R. :

Impedance Cardiography As A Noninvasive Mean To Monitor Cardiac Function. J. Assoc. Advanc. Med. Instrum. 4 (1970) 79.

34. K u b i c e k , W.G., W i t s o e , D.A., P a t t e r -
s o n , R.P., F r o m , A.H.L.:
Development And Evaluation Of An Impedance Cardio-
graphic System To Measure Cardiac Output And Other
Cardiac Parameters. Final Progress Report- NASA Con-
tract 9-4500 (1970) CR 109165.

35. L a b a b i d i , Z., E h m k e , D.A., D u r n i n ,
R.E., L e a v e r t o n , P.E., L a u e r , R.M.:
The First Derivative Thoracic Impedance Cardiogram.
Circulation 41 (1970) 651.

36. L o c h n e r , W.:
Untersuchungen über die unvollständige Mischung des
Blutes im rechten Herzen mit Hilfe von Temperatur-
messungen. Pflügers Arch.ges. Physiol. 256 (1953) 296.

37. L u e p k e r , R.V., M i c h a e l , J.R., W a r -
b a s s e , J.R.:
Transthoracic Electrical Impedance: Quantitative
Evaluation Of A Noninvasive Measure Of Thoracic Fluid
Volume. Americ.Heart J. 85 (1973) 83.

38. M a n n , H.: Study Of The Peripheral Circulation
By Means OfAn Alternating Currant Bridge. Proc.
Soc. Biol. Med. 36 (1937) 670.

39. M a r t i n , W.E.:
Impedance Stroke Volume, A Comparison In Dogs An Man
With Electromagnetic Flowmeters And Dye Dilution Re-
spectively. Final Progress Report - NASA Contract 9-
4500 (1970) CR 101965, pg 357.

40. M e i s n e r , H. , H a g l , S. , S t e c k m e i e r ,
B. , G l a u e r t , S. , G a m s , E. , M e s s m e r , K. :
Fehlerquellen der Kälteverdünnungsmethode.
Langenbecks Arch, Chir. Suppl. For. (1972) 258.

41. N y b o e r , J. :
Electrical Impedance Plethysmography. In O. Glasser:
Medical Physics, Vol. 1, Chicago, Year Book Publishers
(1944) pg. 744.

42. N y b o e r , J. :
Electrical Impedance Plethysmography, Springfield,
Ill. Charles. C. Thomas, (1959) pg. 243.

43. O l s s o n , B. , P o o l , J. , V a n d e r m o t e n ,
P. , V a r n a u s k a s , E. , W a s s e n , R. :
Validity And Reproducibility Of Determination Of
Cardiac Output. Cardiology 55 (1970) 136.

44. P e r o n n e a u , P. H i n g l a i s , H. :
Débitmétrie Électronique. Débitmétrie ultrosonique.
Eventuelles Application de la résonance nucléaire et
du laser. L'onde Électrique 46 (1966) 224.

45. P o m e r a n t z , M. , D e l g a d o , F. , E i s e -
m a n , B. :
Clinical Evaluation Of Transthoracic Electrical Im-
pedance As A Guide To Intrathoracic Fluid Volumes.
Ann.Surg. 171 (1970) 686.

46. P o m e r a n t z , M. , D e l g a d o , F. , E i s e -
m a n , B. :
Unsuspected Depressed Cardiac Output Following Blunt
Thoracic Or Abdominal Trauma. Surg. 70 (1971) 865.

47. R a p p a r t , E. , K e t t e r e r , S.G.:
The Measurement Of Cardiac Output By The Thermo-
dilution Method. Clin. Res. 6 (1958) 214.

48. R a p p a r t , D. , G. B. R a y :
Changes Of Electrical Conductivity In The Beating
Tortoise Ventricle.
Ann. J. Physiol. 80 (1927) 126.

49. R o s k a m m , H.:
Hämodynamik und Kontraktilität des gesunden und
kranken Herzens bei Körperlicher Belastung.
Verh. dtsch. Ges.Kreisf.Forsch. 37 (1971) 42
(Bad Nauheim).

50. R o s k a m m , H.:
Funktionsprüfung von Herz und Kreislauf.
Kurzmonographie Sandoz 2/1971 (Nürnberg).

51. R u s h m e r , R.F. , C r y s t a l , T.K. ,
W a g n e r , C. , E l l i s , R.:
Intracardial Plethysmography. Amer.J.Physiol.
174 (1953) 171.

52. S c h o r e r , R.:
Die Technik der Thermo-Injektionsmethode mit
Direktanzeige zur Bestimmung des Herzzeitvolumens.
Z. prakt. Anästhes.Wiederbelebung. 1 (1967) 28.

53. S e l z e r , A. S u d r a n n , R.B.:
Reliability Of The Determination Of Cardiac Output
In Man By Means Of The FICK Principle. Circ.Res. 6
(1958) 485.

54. S l a m a , H. , P i i p e r , J.:
Direktanzeigendes Rechengerät zur Bestimmung des
Herzzeitvolumens mit der Thermo-Injektionsmethode.
Z. Kreislaufforschung 53 (1964) 322.

55. S m i t h , J.J., B u s h , J.E., W i e d m e i e r ,
V.T., T r i s t a n i , F.E.:
Estimate Of Cardiac Output With The Impedance
Cardiograph During Postural Stress. Final Progress
Report NASA Contract 9-4500 (1970) CR 101965, pg.259.
56. S p i l l e r , P., B o e s t r o e m , B.,
K r e u z e r , H., L o o g e n , F.:
Untersuchungen über die Verwendbarkeit eines direkt-
anzeigenden Analogrechners zur Bestimmung des Herz-
zeitvolumens beim Menschen. Z.Kreislaufforsch. 7
(1966) 665.
57. S t e a d , E.E., W a r r e n , J.V., M e r r i l , A.J.,
B r a n n o n , E.S.:
Cardiac Output in Male Subjects As Measured By Technic
Of Right Atrial Catheterization, Normal Values With
Observations On Effect Of Anxiety And Tilting.
J. Clin. Invest. 24 (1945) 326.
58. S t e i g b i g e l , T.R., B a b b i t , H.,
W a r b a s s e , J.R.:
Evaluation Of Electrical Cardiographic Measurements
Of Heart Function In Comparison To Indicator Dilution
And Pressure Gradient Methods. Final Progress Report-
NASA Contract 9-4500 (1970) CR 101965, pg. 314.
59. S t e w a r t , G.N.:
Researches On The Circulation Time And On The In-
fluence Which Affect It. IV. The Output Of The Heart.
J. Physiol. 22 (1897) 159.
60. S w a n , H.J.C., G a n z , W., F o r r e s t e r ,
J., M a c u s , H., D i a m o n d , G., C h o n e t t e
D.:
Catheterization Of The Heart In Man With Use Of A
Flow-Directed Ballon-Tipped Catheter.
New Engl. J.Med. 283 (1970) 447.

61. S w a n , H.J.C. , B e c k , W.:
Ventricular Nonmixing As A Source Of Error In The
Estimation Of Ventricular Volume By Indicator Di-
lution Technique. Circ. Res. 8 (1960) 989.
62. T h o m a s s o n , B.:
Cardiac Output In Normal Subjects Under Standard
Basal Conditions. The Repeatability Of Measurement
By The FICK Method.
Scandinav. J. Clin. a. Lab. Investigation 9 (1957) 365.
63. V i s s c h e r , M.B., J o h n s o n , J.A.:
The FICK-Principle: Analysis Of Potential Errors In
Its Conventional Application. J. Appl. Physiol 5
(1953) 635.
64. W e s s e l , H.U., J a m e s , G.W., P a u l , M.H.:
Effects Of Respiration And Circulation On Blood Tem-
perature Of The Dog. Amer. J. Physiol. 211 (1966) 1403.
65. W o o d , E.J., B o w e r s , D., S h e p h e r d ,
J.T., F o x , I.J.:
Oxygen-Content Of Mixed Venous Blood In Man During
Various Phases Of The Respiratory And Cardiac Cycles
Relation To Possible Errors In Measurement Of Cardiac
Output By Conventional Application Of FICK Method.
J. Appl. Physiol. 7 (1955) 621.

L E B E N S L A U F

Als Sohn von Dr.med. Franz Bier und seiner Ehefrau Margarete Bier wurde ich am 17.6.1943 in München geboren.

Volksschule und Realgymnasium besuchte ich in Gräfelfing, wo ich 1962 das Abitur ablegte.

Von 1962 bis 1968 Studium der Medizin in München und Innsbruck.

Im Juni 1968 Staatsexamen an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München.

Von 1968 bis 1970 war ich Medizinalassistent an den Kliniken der Universität München (Innere Medizin, Chirurgie, Frauenheilkunde).

Im Januar 1970 Bestallung als Arzt.

Seit Dezember 1970 Assistenzarzt an der II.Medizinischen Abteilung des Städtischen Krankenhauses München-Schwabing.

